



10/511150  
PCT/H 03/00257  
Rec'd PCT/PTO 14 OCT 2004

SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT  
CONFÉDÉRATION SUISSE  
CONFEDERAZIONE SVIZZERA

REC'D 29 APR 2003	
WIPO	PCT

### Bescheinigung

Die beiliegenden Akten stimmen mit den ursprünglichen technischen Unterlagen des auf der nächsten Seite bezeichneten Patentgesuches für die Schweiz und Liechtenstein überein. Die Schweiz und das Fürstentum Liechtenstein bilden ein einheitliches Schutzgebiet. Der Schutz kann deshalb nur für beide Länder gemeinsam beantragt werden.

### Attestation

Les documents ci-joints sont conformes aux pièces techniques originales de la demande de brevet pour la Suisse et le Liechtenstein spécifiée à la page suivante. La Suisse et la Principauté de Liechtenstein constituent un territoire unitaire de protection. La protection ne peut donc être revendiquée que pour l'ensemble des deux Etats.

### Attestazione

I documenti allegati sono conformi agli atti tecnici originali della domanda di brevetto per la Svizzera e il Liechtenstein specificata nella pagina seguente. La Svizzera e il Principato di Liechtenstein formano un unico territorio di protezione. La protezione può dunque essere rivendicata solamente per l'insieme dei due Stati.

Bern,

17. April 2003

**PRIORITY DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

Eidgenössisches Institut für Geistiges Eigentum  
Institut Fédéral de la Propriété Intellectuelle  
Istituto Federale della Proprietà Intellettuale

Patentverfahren  
Administration des brevets  
Amministrazione dei brevetti

*H. Jenni*  
Heinz Jenni

BEST AVAILABLE COPY

Patentgesuch Nr. 2002 0653/02

HINTERLEGUNGSBESCHEINIGUNG (Art. 46 Abs. 5 PatV)

Das Eidgenössische Institut für Geistiges Eigentum bescheinigt den Eingang des unten näher bezeichneten schweizerischen Patentgesuches.

Titel:  
Messung optischer Eigenschaften.

Patentbewerber:  
Haag-Streit AG  
Gartenstadtstrasse 10  
3098 Köniz

Vertreter:  
Keller & Partner Patentanwälte AG  
Schmiedenplatz 5 Postfach  
3000 Bern 7

Anmeldedatum: 18.04.2002

Voraussichtliche Klassen: A61B

5

10

## **Messung optischer Eigenschaften**

### **Technisches Gebiet**

15 Die Erfindung betrifft einen ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Be-  
handlungsplatz u. a. mit einer Messanordnung sowie eine Messanordnung gemäss dem  
Oberbegriff des Patentanspruchs 7, welche selbständig oder auch als Teil dieses Un-  
tersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes einsetzbar ist sowie ferner ein Verfahren  
zum selbsttätigen Messen optischer Eigenschaften mit dieser Messanordnung gemäss  
20 dem Oberbegriff des Patentanspruchs 10.

Bei ophthalmologischen Untersuchungs- und Behandlungsplätzen, wie beispiels-  
weise bei einer Foto-Spaltlampe 900 P-BQ der Firma Haag-Streit AG oder einer in der  
EP-A 0 916 306 beschriebenen Spaltlampe können einzelne Elemente, wie eine Lin-  
sentrageinheit, ein Mikroskop, ein Beleuchtungsoberteil, ... ausgetauscht werden.

### **25 Aufgabe der Erfindung**

Aufgabe der Erfindung ist es nicht bei einem ophthalmologischen Gerät einige  
Untereinheiten, welche eventuell serviceanfällig sind, austauschbar anzuordnen, son-  
dern einen ophthalmologischen Untersuchungs- und Behandlungsplatz zu schaffen, der

vielseitig, vorzugsweise durch eine einfache Modifikation, verwendbar ist und insbesondere voluminöse Anordnungen vor dem Patientenauge vermeidet.

### Lösung der Aufgabe

5 Diese Aufgabe wird dadurch gelöst, dass der ophthalmologische Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz modular aufgebaut wird, d. h. eine Reihe auswechselbarer Einheiten aufweist. Aufgrund dieser Modularität ist der Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz derart auf- und umbaubar, dass er den Platz lediglich eines Gerätes beansprucht, aber es erlaubt, die Funktionalität unterschiedlicher Einzelgeräte zu erreichen. Der modulare Aufbau besteht aus einer Beleuchtungseinheit, einer Beobachtungseinheit, einer Auswerteeinheit und einer Messanordnung sowie einem unmittelbar vor dem Patientenauge anbringbaren Patientenmodul. Messanordnung und Beleuchtungseinheit sind oftmals voluminös ausgebildet oder erzeugen für den Patienten störende Wärme oder Lüftungsströme. Sie sind hier vom Patienten entfernt angeordnet und über optische Fasern mit dem Patientenmodul verbunden. Die Verbindung der optischen Fasern am Patientenmodul ist lösbar ausgebildet. Aufgrund dieser Lösbarkeit können problemlos unterschiedliche Messanordnungen und auch Beleuchtungseinheiten, je nachdem, welche Untersuchungen oder Beobachtungen vorgenommen werden sollen, angeschlossen werden. Der Anschluss erfolgt über Faserstecker (-koppler). Im Patientenmodul befindet sich dann anschliessend an die Faserkoppler lediglich eine Kollimatoroptik, welche das aus jeweils einer Faser austretende Strahlungssignal in eine Freiraumstrahlung verwandelt bzw. auf die Faserenden auftreffende Strahlungssignale in diese einkoppelt.

25 Am Patientenmodul wird man vorzugsweise ein Anzeigeelement anordnen, welches über eine lösbare elektrische Signalleitung mit der Auswerteeinheit verbunden ist. Auf dem Anzeigeelement können dann Messergebnisse, Behandlungsanweisungen, ... für den Arzt angezeigt werden.

Die Beobachtungseinheit kann nun derart ausgebildet werden, dass sie Teil des Patientenmoduls ist. D.h. der Arzt hält das Patientenmodul vor das Patientenauge oder setzt es auf dessen Oberfläche auf und schaut durch es hindurch auf bzw. in das Auge.

30 Es kann aber auch eine elektronische Beobachtungseinheit mit auswertbaren Bildsignalen vorgesehen werden. Diese ist mit einem im Patientenmodul angeordneten Okular und einem Objektiv zur Augenbetrachtung ausgebildet.

Die Beobachtungseinheit hat dann ein im Patientenmodul angeordnetes Bildaufnahmeelement (CCD) und eine einen zu betrachtenden Augenbereich auf einem Bildaufnahmeelement abbildende Optikeinheit. Die Optikeinheit ist ebenfalls im Patientenmodul angeordnet. Bildaufnahmeelement und Optikeinheit können auch doppelt und gegeneinander distanziert ausgebildet sein, um eine Stereobetrachtung zu ermöglichen. Das Bildaufnahmeelement ist dann über eine elektrische Signalleitung mit der entfernten Auswerteeinheit verbunden. Mit der Bildaufnahmeinheit aufgenommene Bilder können auch auf dem oben erwähnten Anzeigeelement, welches am Patientenmodul angeordnet bzw. in diesem integriert ist, wiedergegeben werden.

Das Patientenmodul kann man mit einem Gehäuse versehen, welches in seinen Abmessungen etwa einem handelsüblichen Kontaktglas, eventuell mit einem etwas grösseren Querschnitt (Volumenbedarf), nachempfunden ist. Die räumliche Ausbildung des Patientenmoduls sollte jedoch möglichst klein sein und vor dem Patientenauge lediglich einen kleinen Raumbereich beanspruchen. Voluminöse Elemente vor dem Auge rufen in der Regel ein Unwohlsein des Patienten hervor. Man kann aber auch als Halteinrichtung einen Handgriff oder eine Ausrichteinheit anbringen. Mit dieser Ausrichteinheit kann dann eine Positionierung des Patientenmoduls in Bezug auf das Auge vorgenommen werden.

Die Mess- und/oder Beobachtungseinheit kann mit einer Auswerteeinheit zur Auswertung von Messdaten verbunden werden, wobei die Auswerteeinheit vorzugsweise computergestützt arbeiten sollte. Die Auswerteeinheit kann auch über ein Datennetz mit anderen, abrufbare Daten aufweisenden Datenspeichern verbunden sein, um die ermittelten und/oder ausgewerteten Daten mit den anderen Daten verarbeiten zu können. Hierdurch sind gute Diagnosemöglichkeiten gegeben, da Werte und Informationen aus Datenbanken abgerufen werden können.

Der ophthalmologische Untersuchungs- und Behandlungsplatz kann nun unter Verwendung einer Messanordnung als modulares Teilelement derart umgerüstet werden, dass er wie eingangs angedeutet, zum Messen optischer Eigenschaften wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche bei einem transparenten und/oder diffusiven Gegenstand sowie zur Dicken-, Abstands- und/oder Profilmessung verwendbar ist. Die Dicken-, Abstands- und/oder Profilmessung wird mittels Kurzkohärenzreflektometrie vorgenommen. Wird als Gegenstand ein Auge verwendet, so handelt es sich um einen ophthalmologischen Untersuchungs- und Behandlungsplatz; es können aber auch beliebige transparente und/oder diffusive Gegenstände ausgemessen werden.

Die Transparenz von Gegenständen hängt von deren wellenlängenabhängigen Schwächungskoeffizienten  $\alpha$  [ $\text{cm}^{-1}$ ] und deren Dicke bzw. der vorgegebenen Messstrecke  $d$  ab. Als transparent werden Gegenstände bezeichnet, deren Transmissionsfaktor  $T = \exp(-\alpha \cdot d)$  noch innerhalb des Messbereichs der unten beschriebenen Interferometer liegt, wobei bei den unten beschriebenen Interferometern infolge des "Hin- und Rückweges" der Strahlung die Transmission  $T^2$  ist. In diffusiven Gegenständen wird die Strahlung stark gestreut, nicht notwendigerweise absorbiert. Beispielsweise sind als diffuse Gegenstände Milchglasscheiben, Delrin, organische Gewebe (Haut, menschliche und tierische Organe, Pflanzenteile etc.) anzusehen.

10 Eine Kurzkohärenzreflektometrie wurde in der Regel für präzise, rasche und nicht-invasive Abbildungen vorgenommen. Typischerweise wurde in einer optischen Anordnung mit einem Michelson-Interferometer der Strahl einer Strahlungsquelle in einen Referenz- und einen Messstrahl mit einem Strahlteiler aufgespalten. In der Regel wurde eine Strahlungsquelle mit einer kurzen Kohärenzlänge ausgewählt. Eine Aufspaltung in Referenz- und Messstrahl sowie deren Wiedervereinigung erfolgte mit einem Strahlteiler und bei Verwendung von Faseroptikwegen mit einem Faserkoppler. Die optische Weglängenänderung im Referenzarm konnte durch Verschieben eines Referenzspiegels auf einer Translationsbühne erreicht werden. Vorteilhafterweise verwendete man jedoch einen rotierenden transparenten Würfel, wie er in der WO96/35100 beschrieben war. Nur wenn der Weglängenunterschied kleiner als die Kohärenzlänge der Strahlung der Strahlungsquelle war, entstand nach der Wiedervereinigung des reflektierten Referenz- und Messstrahls ein Interferenzmuster. Das Interferenzmuster wurde auf einen Photodetektor gebracht, welcher die Strahlungsintensität während der Veränderung der Spiegelposition mass. Da die Frequenz der Strahlung des reflektierten Referenzstrahls wegen der Spiegelverschiebung eine Dopplerverschiebung erfuhr, konnte, wie unten skizziert, das Interferenzsignal mit elektronischen Mitteln, wie beispielsweise in der WO99/22198 beschrieben, durch Erhöhung des Signal-Rauschverhältnisses ausgewertet werden.

30 Messfehler traten jedoch auf, wenn Abstände, welche wenigstens zwei Messvorgänge notwendig machten, in optisch transparenten bzw. eine optische Strahlung diffus transmittierenden Gegenständen gemessen werden sollten, und die Gegenstände über dem gesamten Messzyklus innerhalb der geforderten Messtoleranz nur schwer oder nicht ausreichend fixiert werden konnten. Diese Probleme traten insbesondere bei "in-vivo"-Messungen auf.

Aus der EP-A 0 932 021 ist eine Vorrichtung mit einem Laser-Interferometer zur Ermittlung der Ebenheit einer Oberfläche bekannt. In der bekannten Vorrichtung wurde ein Laserstrahl durch einen Strahlteiler in zwei Strahlen aufgeteilt. Diese beiden Strahlen wurden mit optischen Ablenkmitteln unter einem vorgegebenen Winkel parallel gerichtet. Die beiden parallelen Strahlen trafen auf ein auf einem Halter angeordnetes Strahlumlenkelementepaar (Prismen). Jedes dieser Umlenkelemente lenkte jeden Strahl derart um, dass er seitlich versetzt, aber parallel zum einfallenden Strahl reflektiert wurde. Jeder der reflektierten Strahlen wurde auf je einen Reflektor gesandt. Die Reflektoren waren ortsfest mit dem Strahlteiler verbunden. Jeder der auf die Reflektoren treffenden Strahlen wurde in sich selbst reflektiert und nach einer weiteren Rückreflektion durch die Strahlumlenkelemente durch den Strahlteiler vereinigt und interferierend in einen Detektor eingestrahlt. Wurde nun der Halter bewegt, so änderte sich das Interferenzmuster im Detektor, wodurch die Ebenheit einer Oberfläche ermittelbar war.

Die bekannte Vorrichtung war aufwendig in ihrem optischen Aufbau und gestattete lediglich die Bestimmung der Ebenheit einer Oberfläche.

#### **Aufgabe der weiteren Erfindung**

Aufgabe der Erfindung ist es, ein Verfahren vorzustellen sowie eine Vorrichtung (Anordnung) zu schaffen, welche vorzugsweise in einem Bausatz für einen ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz verwendbar ist, mit dem bzw. mit der insbesondere bei "in-vivo"-Messungen von Abständen, Dicken, Oberflächenverläufen,..., welche Messungen an unterschiedlichen Orten in einem Gegenstand beinhalten, optimal, d. h. mit einer Messfehlerminimierung durchführbar sind.

#### **Lösung der Aufgabe**

Die Aufgabe wird verfahrensmässig dadurch gelöst, dass die optischen Eigenschaften wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche bei einem transparenten und/oder diffusiven Gegenstand bzw. einem Auge mit einer Messzeit im Subsekundenbereich ermittelt werden. Hierzu wird eine "Michelson-artige" Anordnung verwendet, mit der die von einer Strahlungsquelle ausgehende kurzkohärente Strahlung in eine Mess- und eine Referenzstrahlung aufgeteilt wird. Die Messstrahlung bestrahlt die Bereiche. Der Referenzstrahlung wird eine Laufzeitänderung aufgeprägt und an wenigstens zwei einen Laufzeitunterschied hervorruhenden Reflektoren reflektiert. Die reflektierte Referenzstrahlung wird dann interferierend mit der reflektierten Messstrahlung vereinigt. Die

vereinigte Strahlung wird detektiert und das detektierte Signal zur Distanzmessung ausgewertet.

5 Zur Messung optischer Eigenschaften mit einer Messzeit im Subsekundenbereich (notwendig für eine "in-vivo"-Messung) wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche bei einem transparenten und/oder diffusiven Gegenstand, wie zur Abstands-, Längen-, Dicken- und Profilmessung notwendig, wird der Gegenstand mit einer der Anzahl Bereiche entsprechenden Anzahl Messstrahlen gleichzeitig oder kurz nacheinander bestrahlt. Durch den Ausdruck "bei" einem Gegenstand soll ausgedrückt werden, dass die Bereiche sich an Orten im Gegenstand sowie auch auf dem Gegenstand, 10 z.B. seitlich versetzt befinden können. Die Messstrahlen, welche unterschiedliche Laufzeiten haben, interferieren mit Referenzstrahlen, welche ebenfalls bis auf eine Bestimmungstoleranz unterschiedliche Laufzeiten haben.

15 Der Laufzeitunterschied im Referenzstrahlengang entspricht einem optischen Abstand zweier Raumpunkte (Bereiche) in Bezug auf die Ausbreitungsrichtung der Messstrahlung, wobei wenigstens einer der Raumpunkte wenigstens geringfügig (typischerweise mindestens  $10^{-4}\%$  der Strahlungsintensität) reflektiert. Die Messstrahlen können somit übereinander liegen (Dicken-, Distanz-, Längenmessung), parallel zueinander verlaufen (Oberflächenprofil, ...) oder beliebige Winkel zueinander aufweisen (Dicken-, Distanzmessung, ... bei vorgegebenem Winkel zu einer Referenzfläche).

20 Zur Erzeugung der Laufzeitänderung der Referenzstrahlung, welche vorzugsweise periodisch erfolgt, sind mehrere Verfahren möglich. Es kann hierzu beispielsweise ein rotierender "Würfel" mit teilweise verspiegelten Seitenflächen, wie in der WO 96/35100 beschrieben, verwendet werden. Es können aber auch die Reflektoren linear, vorzugsweise periodisch, verschoben werden. Der in der WO 96/35100 beschriebene "Würfel" ergibt eine Laufzeitänderung, welche periodisch und nahezu über den 25 gesamten Verlauf linear erfolgt. Die linear bewegten Spiegel ergeben hingegen aufgrund der vorzunehmenden Beschleunigungen bei den Richtungsänderungen keine linearen Laufzeitänderungen.

30 Im Referenzarm wird nun gegenüber einem "landläufigen" Michelson-Interferometer nicht mehr mit nur einem reflektierten Strahl gearbeitet, sondern je nach Anzahl der auszumessenden Bereiche mit mehreren Strahlreflexionen. Diese Strahlreflexionen wird man vorteilhaft derart ausbilden, dass die Teilstrahlen immer in sich selbst zurückreflektiert werden, was jedoch nicht zwingend ist. Eine derartige optische Anordnung ist einfach auszuführen.



Um diese mehreren Strahlreflexionen zu erreichen, können nun mehrere nebeneinander in Strahlrichtung versetzte Spiegel als sogenannter Stufenspiegel angeordnet werden. Man kann nun den Stufenspiegel gesamthaft mit dem Referenzstrahl beleuchten oder die einzelnen Spiegel nacheinander. Wird z. B. der bereits oben erwähnte "Würfel" verwendet, so erfolgt durch diesen eine seitliche Strahlablenkung, so dass ein Spiegel nach dem anderen bei der Würfelrotation getroffen wird. Es kann aber auch eine rotierende oder eine linear über die Spiegel bewegte Blende verwendet werden. Weitere Varianten sind unten beschrieben.

Um vorzugsweise eine hohe räumliche Auflösung zu erhalten, wird man die Messstrahlung auf die auszumessenden Bereiche fokussieren. Ausführungsbeispiele sind ebenfalls unten beschrieben.

Nach der Vornahme der Wegdifferenz bzw. -differenzen erfolgt vorzugsweise zur Dickenmessung eine Vereinigung der Messstrahlen zu einer einzigen Strahlkonfiguration mit einer einzigen optischen Achse. Auch kann die Strahlkonfiguration über den Gegenstand, insbesondere periodisch, bewegt werden. Es ergibt sich hierbei ein seitliches Abscannen. Dieses Abscannen mit einem Abspeichern der ermittelten Werte kann zur Erstellung von Profilen dienen. Anstatt die beiden Messstrahlen entlang einer optischen Achse zu fokussieren, können auch jeweils wenigstens zwei Messstrahlen in einem Abstand nebeneinander verlaufen und fokussiert werden, um ein Oberflächenprofil zu ermitteln.

Die Messstrahlen haben im Vergleich zu den Bereichsabständen, insbesondere zu den Bereichsabständen ausgehend von einem Referenzort, eine kurze Kohärenzlänge. Die Messstrahlen können ferner jeweils sich voneinander unterscheidende Strahlungsfrequenzen haben. Es müssen dann jedoch mehrere Strahlungsquellen verwendet werden. Man kann auch mit nur einer Strahlungsquelle arbeiten und über Filter eine Aufteilung vornehmen. Hierbei ergibt sich jedoch ein Verlust an Breitbandigkeit; auch müssen einige der Komponenten mit einer aufwendigen Beschichtung versehen werden.

Anstelle unterschiedlicher Strahlungsfrequenzen bzw. ergänzend hierzu, können die Messstrahlen sich voneinander unterscheidende Polarisationszustände haben, was einen einfacheren Aufbau ergibt. Vorzugsweise wird man auch eine Fokussierung der Messstrahlen in den auszumessenden Bereich bzw. die auszumessenden Bereiche vornehmen. Da mit einer "Michelson-Interferometer"-artigen optischen Anordnung gearbeitet wird, können die augenblicklichen Positionen der reflektierenden Elemente im Re-

ferenzarm als Referenzorte dienen. Es kann nun die tatsächliche Position hierzu verwendet werden oder ein mit dem Referenzort gekoppelter anderer Wert, wie beispielsweise die Verdrehungsposition des in der WO 96/35100 beschriebenen rotierenden Würfels.

5 Die Messung wird an einem in den Messarm einbringbaren, optisch transparenten und/oder diffusiven Gegenstand durchgeführt. Anstelle eines optisch transparenten und/oder diffusiven Gegenstands kann auch mit einem Gegenstand gearbeitet werden, dessen Oberfläche stark reflektierend ist. Bei einem reflektierenden Gegenstand kann mit der erfindungsgemässen Methode insbesondere dessen Oberflächenprofil ermittelt  
10 werden. Der Gegenstand kann jedoch optisch transparent und/oder diffusiv sein und eine (wenigstens einige wenige Prozente) reflektierende Oberfläche haben. In diesem Fall können dann sowohl Oberflächen, wie auch Dicken bzw. deren Verläufe ermittelt werden.

Neben im Gegenstand "hintereinander" liegenden Bereichen (Orte) zur Dicken-  
15 messung können selbstverständlich auch "nebeneinander" liegende Bereiche (Orte) zur Bestimmung von Oberflächenkrümmungen bzw. Oberflächenverläufen ausgemessen werden.

Die Versetzung der Reflektoren wird näherungsweise derart eingestellt, dass sie einem zu erwartenden Messergebnis einer zu bestimmenden Dicke, eines Abstands, ...  
20 bis auf eine Bestimmungstoleranz entspricht. Mit der Wegvariationseinheit im Referenzarm muss dann nur noch der nicht bekannte (zu bestimmende) Anteil der Dicke, des Abstands etc. ermittelt werden. Soll z. B. die tatsächliche Länge eines menschlichen Auges bestimmt werden, so weiss man bereits schon vorher, dass Augen eine optische Länge von 34 mm mit einer Längentoleranz von  $\pm 4$  mm aufweisen. Es kann nun hier  
25 eine Versetzung auf 34 mm eingestellt und mit der Wegvariationseinheit eine Variation von lediglich 8 mm vorgenommen werden.

Mit der unten beschriebenen Vorrichtung (Anordnung) und deren Ausführungsvarianten kann am Auge neben der Augenlänge (zentral, peripher), die Vorderkammertiefe (zentral, peripher), die Corneadicke (zentral, peripher), die Linsendicke (zentral,  
30 peripher) und die Glaskörpertiefe sowie entsprechende Oberflächenprofile (Topographie) der Corneavorderfläche, Cornearückfläche, Linsenvorderfläche, Linsenrückfläche und der Retina gemessen werden. Ferner lassen sich hiermit die Krümmungsradien z.B. der Corneavorderfläche, der Cornearückfläche, der Linsenvorderfläche und der Linsenrückfläche bestimmen. Hierzu wird der für die Augenoberfläche als Gegenstands-

oberfläche bestimmte Messstrahl "irgendwo" zwischen der Corneavorderseite und der Linsenrückseite fokussiert. Durch diesen "Kompromiss" kann dann die Reflexion an der Corneavorderseite, der Cornearückseite, der Linsenvorderseite und der Linsenrückseite detektiert werden. Die Distanz zwischen der Cornearückseite und der Linsenvorderseite ist dann die Vorderkammertiefe. Bedingung für diese Messung ist jedoch, dass der "optische" Hub (ca. 8 mm) der Wegvariationseinheit derart gross ist, dass von der Corneavorderseite bis zur Linsenrückseite gescannt werden kann.

Eine einzige Messung verarbeitet somit die Reflexionen an mehreren Bereichen nahezu gleichzeitig. Um die einzelnen Reflexionen messtechnisch dennoch unterscheiden zu können, haben die Messstrahlen unterschiedliche optische Eigenschaften, wie unterschiedliche Polarisationsrichtung, unterschiedliche Wellenlänge, ... . Man kann jedoch auch mit nicht unterscheidbaren Strahlen arbeiten und durch eine Veränderung der Versetzung der Reflektoren die beiden Interferenzsignale zur Deckung bringen. In diesem Fall ist dann die eingestellte Versetzung gleich dem gesuchten Abstand, der Dicke etc.. Die Verwendung von nicht unterscheidbaren Strahlen führt zu einem Sensitivitätsverlust.

Je nach Anzahl verwendeter Messstrahlen können ein oder mehrere Abstände mit einer Messung bestimmt werden. Die Weglängenänderungen im Referenzarm können, wie in der WO 96/35100 beschrieben, mit einem rotierenden transparenten Würfel vor einem feststehenden Reflektor vorgenommen werden. Ein derartiger Würfel kann problemlos mit über 10 Hz rotieren. D.h. bei den meisten Messungen kann der auszumessende Gegenstand, ohne dass besondere Vorkehrungen für seine Fixierung vorgesehen werden, als in Ruhe befindlich betrachtet werden.

Weitere Ausführungsvariationen zur Erfindung und deren Vorteile ergeben sich aus dem nachfolgenden Text. Allgemein sei bemerkt, dass die nachfolgend mit Strahlteiler bezeichneten optischen Einheiten eine Strahlteilung aber auch ein Zusammenfügen von zwei Strahlen vornehmen können.

### **Kurze Beschreibung der Zeichnungen**

Nachfolgend werden Beispiele des erfindungsgemässen ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes, der erfindungsgemässen Messanordnung, mit der das erfindungsgemässe Verfahren durchführbar ist, anhand von Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 ein Blockschaltbild eines erfindungsgemässen modularen, ophthalmologischen

Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes, u.a. mit einer Messanordnung,

Fig. 2 eine Ausführungsvariante eines vor dem Patientenauge zu platzierenden Patientenmoduls des in **Figur 1** dargestellten Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes,

5 Fig. 3 eine weitere Variante zu dem in **Figur 3** dargestellten Patientenmodul,

Fig. 4 ein optisches Blockschaltbild einer beispielsweise Ausführung einer erfindungsgemässen Messanordnung, wie sie vorzugsweise im in **Figur 1** als Blockschaltbild gezeigten Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz einsetzbar ist,

10 Fig. 5 eine Variante zur Reflektoranordnung im Referenzarm des in **Figur 4** dargestellten optischen Aufbaus der in **Figur 4** verwendbaren Messanordnung,

Fig. 6 eine weitere Variante zur Reflektoranordnung im Referenzarm analog zu **Figur 5**,

Fig. 7 eine Variante zu der in **Figur 4** dargestellten Messanordnung,

15 Fig. 8 eine Seitenansicht der in **Figur 7** verwendeten-Prismenanordnung in der dortigen Blickrichtung V,

Fig. 9 eine Variante zu den in den **Figuren 4 und 7** gezeigten Messanordnungen,

Fig. 10 einen Messstrahlenverlauf zur Profilermittlung unmittelbar vor dem auszumessenden Gegenstand,

20 Fig. 11 eine Variante zu den in den **Figuren 4, 7 und 9** gezeigten Messanordnungen mit mehreren Messstrahlen,

Fig. 12 eine vergrösserte Darstellung des Messstrahlenverlaufs der in **Figur 11** dargestellten Messanordnung im Bereich des auszumessenden Gegenstands (z.B. Auge),

25 Fig. 13 ein optisches Blockschaltbild einer Variante der erfindungsgemässen Messanordnung, bei der die Strahlung grösstenteils in optischen Fasern verläuft, wobei hier beispielsweise die Augenoberfläche zur Darstellung der Auftrefforte der Strahlen um 90° verdreht gezeichnet ist,

Fig. 14 eine schematische Darstellung eines Stereomikroskops eines Spaltlampengeräts mit einem Messstrahlengang im Mittelkanal des Mikroskops und

30 Fig. 15 ein Spaltlampengerät mit einem auf das Mikroskop aufsteckbaren Adapter.

## Wege zur Ausführung der Erfindung

Der in **Figur 1** in einer Ausführungsvariante in einem "Blockschaltbild" dargestellte ophthalmologische Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz ist in einem modularen Aufbau ausgeführt. In unmittelbarer Nähe vor einem Patientenauge **301** ist ein  
5 Patientenmodul **303** positionierbar. Mit dem Patientenmodul **303** ist über eine mittels einer Faserkupplung **302** lösbare optische Faser **304** eine Beleuchtungseinheit **305** verbunden. In der Beleuchtungseinheit **305** ist eine nicht dargestellte Strahlungsquelle angeordnet, deren Strahlung über die Faser **304** in das Patientenmodul geführt und von  
10 dieser dann mit einer Kollimatorlinse **310a** als Freiraumstrahlung **307** auf bzw. in das Auge **301** gestrahlt wird. Im Patientenmodul **303** ist eine Beobachtungseinheit angeordnet, die unten beschrieben und in den **Figuren 2** und **3** schematisch gezeigt ist.

Das Patientenmodul **303** arbeitet mit einer unten beschriebenen Messanordnung zusammen. Die Messanordnung hat eine optische Faser **309**, die hier Teil eines Messarms einer "Michelson-Interferometer"-artigen Messanordnung ist. Die Faser **309** ist  
15 ebenfalls mittels eines Kupplungssteckers **311** mit dem Patientenmodul **303** lösbar verbunden. Die Strahlung der Faser **309** wird vom Patientenmodul **303** als Freiraumstrahlung **312** in bzw. auf das Auge **301** gerichtet. Die Freiraumstrahlung **312** wird mit einer Kollimatorlinse **310b** erzeugt. Die Kollimatorlinse **310b** ist vor dem Ende einer Faser **308** angeordnet, die von der Faserkupplung **311** in der Wand **329** des Patientenmoduls **303** bis zur dem Patientenauge **301** benachbarten Gehäusewand **306** verläuft.  
20

Alle restlichen Komponenten der Messanordnung sind entfernt vom Patientenmodul **303** angeordnet, wobei die Anordnung mit den restlichen Komponenten symbolisch als Gebilde **313** gekennzeichnet ist.

An der dem Auge **301** abgewandten Seite des Patientenmoduls **303** ist ein Anzeigeelement **315** angeordnet. Dieses Anzeigeelement **315** ist mittels elektrischer  
25 Kupplung **320** und einer elektrischen Verbindung **316** signalmässig mit einer Auswerteeinheit **317** lösbar verbunden. Die Auswerteeinheit **317** ist über eine weitere elektrische Signalleitung **318** mit dem Gebilde **313** verbunden.

Die Betrachtung des Auges **310** kann nun, wie in **Figur 2** dargestellt, direkt erfolgen. Ausgehend von der Faserkupplung **311** im Messarm wird hier eine weitere Faser **321** durch die Objektivlinse **322** für die direkte Beobachtung geführt. Am zur Kupplung **311** entgegengesetzten Ende der Faser **321** ist dann eine Kollimatorlinse **323** an-  
30

geordnet, welche die Freiraumstrahlung **312** auf den gewünschten Bereich im bzw. am Auge **301** fokussiert. Die Freiraumstrahlung für die Beleuchtung ist der Übersichtlichkeit wegen in **Figur 2** weggelassen.

Anstelle einer direkten Betrachtung kann auch eine über elektronische Hilfsmittel  
5 erfolgen, wie in **Figur 3** dargestellt ist. **Figur 3** zeigt eine stereoskopische Betrachtung mit zwei optischen Systemen **325a** und **325b**, deren Abbildungen eines Augenbereiches auf je ein Bildaufnahmeelement (z. B. CCD) **326a** bzw. **326b** fallen. Die elektrischen Signalausgänge **327a** und **327b** gehen auf eine in der Gehäusewand **329** des Patientenmoduls **303** angeordnete elektrische Kupplung **330**, an der lösbar ein Signalkabel **331** zur Auswerteeinheit **317** steckt. Das in der Auswerteeinheit **317** gegebenenfalls bearbeitete Bild kann dann über die Verbindung **316** zur Darstellung auf das Anzeigeelement **315** gesandt werden.

Die Strahlung der Beleuchtungseinheit **305** kann über eine eigene optische Faser **304** zum Patientenmodul **303** geführt werden. Sie kann aber auch vorzugsweise im  
15 Gebilde **313** in die Faser **309** eingekoppelt werden.

Das Patientenmodul **303** wird mit einer Halteeinrichtung **333** vor dem Patienten-  
auge **301** positioniert. Die Halteeinrichtung kann nun ein Handgriff sein oder eine Verstelleinrichtung, welche gesteuert horizontal und in der Höhe eine Ortsveränderung erlaubt.

20 Das Patientenmodul **303** wird man möglichst klein ausbilden, um den Patienten in seinem Augenbreich nicht durch voluminöse Einheiten zu beunruhigen. Ein ideales Volumen wäre etwa die Grösse handelsüblicher Kontaktgläser. Die Einheit wird jedoch aufgrund der zu installierenden Kollimatorlinsen etwas grösser ausfallen.

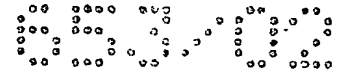
Aufgrund des modularen Aufbaus des Untersuchungs- und/oder Behandlungs-  
25 platzes kann dieser lediglich den Platz eines einzigen Gerätes beanspruchen und die Funktionalität unterschiedlicher Einzelgeräte aufweisen sowie zusätzlich neben seiner Vielseitigkeit lediglich eine kleine, das Wohlbefinden des Patienten in keiner Weise störende Einheit vor dem Auge besitzen.

In **Figur 4** ist ein Ausführungsbeispiel für eine erfindungsgemässe Messanord-  
30 nung mit einer "Michelson-Interferometer"-artigen optischen Anordnung dargestellt. Diese Messanordnung kann bevorzugt zusammen mit dem oben erwähnten Patientenmodul **303** in einem modularen Mess- und Behandlungsaufbau eingesetzt werden. In

der optischen Messanordnung werden weitgehend faseroptische Komponenten verwendet, welche eine grosse räumliche Flexibilität sowie ein Arbeiten in einer verhältnismässig rauhen Umgebung gestatten. In den nachfolgend beschriebenen Ausführungsbeispielen werden zum leichteren Verständnis lediglich zwei Bereiche **2a** und **2b** im

5 auszumessende Gegenstand **1**, hier einem Auge, im Messarm **7** ausgemessen. Lediglich unmittelbar vor dem Messobjekt **1**, hier einem Auge, und vor der Spiegelanordnung **3** im Referenzarm **5** wird mit einer Freiraumstrahlung **6a** und **6b** gearbeitet. Die optische Anordnung der Messanordnung hat neben dem Referenzarm **5** einen Messarm **7**, in dem der auszumessenden Gegenstand **1** angeordnet ist. Eine Strahlungs-  
10 quelle **9** sendet eine kurzkohärente Strahlung aus, welche in einer optischen Faser **9** zu einem Faserkoppler **11** geführt wird. Die Kohärenzlänge der Strahlung ist kürzer gewählt als die unten beschriebenen, auszumessenden Abstände im Gegenstand **1**. Als Strahlungsquelle **9** kann beispielsweise eine Superlumineszenzdiode oder eine andere breitbandige Strahlungsquelle (Licht-) verwendet werden. Der von der Strahlungsquel-  
15 le **9** ausgehende und in der Faser **9** geführte sogenannte Quellenstrahl wird vom Faserkoppler **11** in einen Referenz- und einen Messstrahl aufgeteilt. Der Messstrahl verläuft nach dem Faserkoppler **11** in einer optischen Faser **13** mit einem fasertechnischen Polarisationskontroller **15**. Am dem Faserkoppler **11** abgewandten Ende **16** der Faser **13** tritt dann die Messstrahlung als Freiraumstrahlung **6b** aus. Die austretende Frei-  
20 raumstrahlung **6b** wird mit einem Linsensystem **17** auf bzw. in die beiden Messbereiche **2a** und **2b** fokussiert. Je nach Distanz zu den Messbereichen kann die Freiraumstrahlung **6b** zu einem parallelen Strahl kollimiert und dann auf die beiden Messbereiche **2a** und **2b** fokussiert oder, wie in **Figur 4** dargestellt, direkt in die Bereiche **2a** und **2b** fokussiert werden.

25 **Figur 4** dient zur Ermittlung der Augenlänge. Die Freiraumstrahlung **6b** wird hier beispielsweise mit einer ersten Fokussierlinse **19** des Linsensystems **17** auf den Messbereich **2b** auf der Retina **20** fokussiert. Das Linsensystem **17** weist eine weitere Fokussierlinse **21** auf, welche von der Fokussierlinse **17** in Richtung auf das Auge **1** zu distanziert angeordnet ist. Der zentrale Bereich der Linse **21** weist einen Durchbruch **23**  
30 auf, durch den die auf den Bereich **2b** fokussierte Strahlung ungehindert passieren kann. Die Randbereiche **24** der Linse **21** fokussieren dann die durch die Linse **19** "vorfokussierte" Strahlung auf den Messbereich **2a** auf der Hornhautvorderfläche **25**.



Der Referenzarm **5** hat ausgehend vom Faserkoppler **11** ebenfalls eine mit diesem verbundene Faser **27**, an deren dem Faserkoppler **11** abgewandtem Ende **29** die Freiraumstrahlung **6a** austritt. Der Referenzarm **5** enthält ferner eine Anordnung **3** von mehreren Reflektoren, welche die auf sie fallende Freiraumstrahlung **6a** in sich selbst zurückreflektieren. Die einzelnen Reflektoren sind derart gegeneinander versetzt, dass die auf sie fallenden Strahlungen gegeneinander im Referenzarm **5** einen Laufzeitunterschied erhalten. In dem hier gezeigten Beispiel sind nur zwei Reflektoren **31a** und **31b** vorhanden, da lediglich eine Distanz  $d_1$  zweier Bereiche **2a** und **2b** im Gegenstand **1** (Messobjekt Auge) ermittelt werden soll. Sollen mehrere Bereiche zusammen ausgemessen werden, müssen selbstverständlich entsprechend viele Reflektoren angeordnet werden. Ein Versatz  $d_2$  der beiden Reflektoren **31a** und **31b** entspricht einem bis auf eine Toleranz zu erwartenden Distanzwert  $d_1$  der beiden Bereiche **2a** und **2b** im Auge **1**.

Die aus dem Faserende **29** austretende Freiraumreferenzstrahlung **6a** wird mit einer Kollimatorlinse **33** soweit aufgeweitet, dass beide Reflektoren **31a** und **31b** ausgeleuchtet werden können. Im kollimierten Strahlengang **34** nach der Linse **33** ist eine rotierende Blende **35** angeordnet, welche derart ausgebildet ist, dass einmal der Reflektor **31a** und dann der Reflektor **31b** bestrahlt wird. Auf diese rotierende Blende **35** kann verzichtet werden. Man kann sie aber einsetzen, um eine eindeutige Zuordnung zu den Messsignalen zu erreichen. Es könnte nämlich sein, dass die Reflexionseigenschaften des vorderen und des hinteren Messbereichs **2a** und **2b** nahezu identisch sind. Es ist dann nicht immer möglich zu entscheiden, ob das erste, mit einem Photodetektor **37** detektierte, durch eine interferierende Überlagerung im Faserkoppler **11** entstandene Messsignal vom vorderen Messbereich **2a** oder vom hinteren Messbereich **2b** stammt. Beim Auge ist die Eindeutigkeit normalerweise ohne die Verwendung einer solchen Blende **35** möglich, da sich die Messsignale vom vorderen Augenabschnitt (Cornea, Vorderkammer, Linse) und der Retina **20** in eindeutiger Art unterscheiden.

Beide Reflektoren **31a** und **31b** sind in der Art eines Stufenspiegels auf einer Basis **39** jedoch gegeneinander verstellbar, wie durch einen Doppelpfeil **40** angedeutet, angeordnet. Die Basis **39** ist periodisch wie durch den anderen Doppelpfeil **41** angedeutet, senkrecht zum einfallenden Referenzfreiraumstrahl **6a** bewegbar. Alle Reflektoren **31a** und **31b** sind hochreflektierend und zueinander parallel liegend ausgebildet. Die Basis **39** kann z. B. eine vibrierende Lautsprechermembran sein.



Soll die Augenlänge bestimmt werden, so werden die beiden Reflektoren **31a** und **31b** in einem Abstand  $d_2$  von der zu erwartenden typischen Augenlänge von 34 mm (Toleranz  $\pm 4$ mm) angeordnet. Die periodische Bewegung der Reflektoranordnung **3** d.h. der Basis **39** gemäss Doppelpfeil **41** erfolgt dann mit einigen Schwingungen pro Minute (z.B. mit 10 Hz). Immer wenn die optischen Weglängen im Referenzarm **5** und im Messarm **7** zwischen dem Faserkoppler **11** und Reflektor **31a** sowie dem Faserkoppler **11** und dem Messbereich **2a** oder zwischen dem Faserkoppler **11** und dem Reflektor **31b** sowie dem Faserkoppler **11** und dem Messbereich **2b** gleich lang sind, detektiert der Detektor **37** ein Interferenzsignal. Da die Auslenkung der Basis **39** bekannt ist, kann somit die Augenlänge  $d_1$  ermittelt werden.

Soll eine andere Distanz  $d_1$  ermittelt werden, werden die beiden Reflektoren **31a** und **31b** auf einen anderen gegenseitigen Abstand  $d_2$  eingestellt und dann die Basis **39** periodisch hin und her bewegt. Bei der Einstellung des Abstands  $d_2$  ist lediglich darauf zu achten, dass die Einstelltoleranz im Hubbereich der Basis **39** liegen muss, da ansonsten kein Interferenzsignal erhalten wird.

Der grosse Vorteil der erfindungsgemässen Anordnung bei einem Einsatz in der Ophthalmologie liegt insbesondere darin, dass vor dem Auge des Patienten nur die Linsenordnung **17** vorhanden ist. Auch sind keinerlei bewegte Teile vorhanden. Die Linsenordnung **17** lässt sich klein und handlich ausbilden. Sie kann z. B. in einem zylinderartigen Handgriff untergebracht werden. Auch die beiden Linsen **19** und **21** der Linsenordnung **17** wird man einstellbar ausbilden, um eine Anpassung an der Fokussierung auf die entsprechenden auszumessenden Bereiche vornehmen zu können. Die Einstellmöglichkeit der beiden Linsen **19** und **21** ist in **Figur 4** durch die beiden Doppelpfeile **43a** und **43b** angedeutet. Sollen mehr als zwei Bereiche auf einmal ausgemessen werden, so sind dementsprechend mehr Fokussierlinsen anzuordnen. Wobei ausgehend vom Faserende **16** die erste Linse analog zur Linse **19** voll ausgebildet ist und alle nachfolgenden Linsen einen Durchbruch für die Strahlung der vorhergehenden Linse bzw. Linsen aufweisen.

Die mit dem Detektor **37** detektierten Interferenzsignale gehen als elektrische Signale auf eine Auswerteelektronik **45**. Je nach erreichbarer elektrischer Signalstärke und erreichbarstem Signal/Rauschverhältnis ist in dieser Auswerteelektronik **45** ein mehr oder weniger hoher Aufwand zu treiben. In der Regel hat die Auswerteelektronik **45** einen Vorverstärker, ein Signalfilter, einen Gleichrichter und ein Tiefpassfilter. Vorzugs-

weise werden die elektrisch bearbeiteten analogen Signale in digitale Signale zu einer weiteren Verarbeitung bzw. Speicherung umgewandelt. Auch können die digitalisierten Signale über Netzwerke [Local Area Network (z.B. Ethernet) oder Wide Area Network (z.B. Internet)] mit anderen Daten verglichen bzw. zur Auswertung versandt werden.

- 5 Auch könnten die ermittelten Daten auf einem Monitor in entsprechender Form dargestellt werden.

Die Reflektoren können wie in **Figur 4** dargestellt als  $n$  Elemente **31a**, **31b**, .... nebeneinander mit einem gegenseitigen Versatz  $e_2$  analog zum Versatz  $d_2$  in Richtung zur Referenzstrahleinfallsrichtung angeordnet werden. Die Reflektoren können jedoch  
10 auch wie in **Figur 5** angedeutet hintereinander angeordnet werden. Um die Darstellung nicht zu überlasten und in Analogie zur **Figur 4** zeigt auch **Figur 5** nur zwei Reflektoren **49** und **50**. In Analogie zur Darstellung in **Figur 4** ist auch hier eine Kollimatorlinse **51** vorhanden, welche die aus einem Faserende **53** austretende Freiraumreferenzstrahlung kollimiert. Eine rotierende Blende **34**, wie in **Figur 4** verwendet, wird hier nicht  
15 benötigt. Die kollimierte Freiraumreferenzstrahlung **54** trifft nun auf einen ersten teilreflektierenden Reflektor **50** und danach auf einen 100% reflektierenden Reflektor **49**. Beide Reflektoren **49** und **50** sind in einem zum Abstand  $d_2$  analogen Abstand  $e_2$  angeordnet. Die Teilreflexion des Reflektors **50** wählt man dann entsprechend der Reflexion der Messbereiche. Beide Reflektoren **49** und **50** sind auch hier auf einer gemeinsamen  
20 Basis **55** angeordnet. Die Basis **55** führt hier analog zur Basis **39** die periodische Oszillation für die Laufzeitänderung durch (gekennzeichnet durch einen Doppelpfeil **56**). Eine Messlängenadaptation kann dann durch eine relative Verschiebung der beiden Reflektoren **49** und **50** gegeneinander erreicht werden. Sollen mehrere Bereiche ausgemessen bzw. zueinander in Bezug gebracht werden, werden mehrere Reflektoren verwendet, wobei immer der Hinterste ein 100% Spiegel sein sollte. Die Teilreflexionen der  
25 davor stehenden Reflektoren sind aufeinander bzw. auf die Reflexion des Messbereichs anzupassen.

Neben einer Reflektoranordnung, wie sie in den **Figuren 4** und **5** dargestellt ist, zeigt **Figur 6** eine weitere beispielsweise Anordnung. Bei der in **Figur 6** gezeigten Anordnung sind die Reflektoren, hier mit **57a** und **57b** bezeichnet, im Gegensatz zu den  
30 oben erläuterten Ausführungen während des Messvorgangs stillstehend. Den Reflektoren **57a** und **57b** ist ein um seine Mittelachse **59** rotierender transparenter Würfel **61** als sogenanntes Wegvariationselement vorgeschaltet. Ein derartiges Wegvariationselement **61** ist in der WO 96/35100 beschrieben. Die Aussenseiten des Würfels weisen

verspiegelte Teilflächen **62** auf, an denen der in den Würfel **61** eindringende kollimierte Referenzfreiraumstrahl **63** mit einem Strahlengang, wie in **Figur 6** gezeigt, reflektiert wird. In Folge der Würfelrotation ergibt sich eine Bewegung des aus dem Würfel austretenden Strahles **63a** senkrecht zur Oberfläche der Reflektoren **57a** und **57b**, d.h. der austretende Strahl wandert zwischen den beiden Reflektoren **57a** und **57b** Spiegeln hin und her. Eine Bestrahlung der versetzten Reflektoren **57a** und **57b** zeitlich nacheinander ist zwar auch mit der in **Figur 4** beschriebenen rotierenden Blende **35** möglich, jedoch ergibt sich hier eine grosse Strahlungsabschwächung im Referenzstrahl. Diese Strahlungsabschwächung wird vollständig bei der Anordnung mit dem rotierenden Würfel **61** eliminiert.

Eine Ausführungsvariante zu der in **Figur 4** dargestellten optischen Anordnung zeigt **Figur 7**. Im Gegensatz zu der in **Figur 4** dargestellten Anordnung sind hier zwei Faserkoppler **65a** und **65b** und zwei Detektoren **66a** und **66b** vorhanden. Auch weist jetzt der Referenzarm **67** anstelle der in **Figur 4** verwendeten planen Reflektoren **31a** und **31b** zwei als Retroreflektoren wirkende Prismen **69a** und **69b** auf, welche auch hier auf einer oszillierend bewegbaren Basis **71** angeordnet sind. Die beiden Prismen **69a** und **69b** sind zur Erzeugung des Laufzeitunterschieds hintereinander und nebeneinander, wie die Seitenansicht in **Figur 8** zeigt, versetzt. Die in der Seitenansicht gezeigte seitliche Versetzung ist notwendig, sonst würde das Prisma **69a** das Prisma **69b** abdecken. Der Messarm **72** ist analog zum Messarm **7** in **Figur 4** ausgebildet.

Die in **Figur 7** von einer analog zur Strahlungsquelle **9** ausgebildeten Strahlungsquelle **73** ausgehende kurzkohärente Strahlung wird im Faserkoppler **65a** in den Messarm **72** und in den Referenzarm **67** aufgeteilt. Die von den im Gegenstand, hier mit **1'** gekennzeichnet, auszumessenden Bereichen reflektierte Strahlung wird nach dem Faserkoppler **65a** zum Faserkoppler **65b** über eine Faser **75** geführt. Die von den Prismen **69a** und **69b** reflektierte d.h. umgeleitete, mit der Linse **76** kollimierte Referenzfreiraumstrahlung tritt über eine Fokussierlinse **77** in eine zum Faserkoppler **65b** führende Faser **79** ein. Im Faserkoppler **65b** erfolgt dann die interferierende Überlagerung der Strahlung aus dem Messarm **72** mit derjenigen aus dem Referenzarm **67**. Die Detektion erfolgt mit den beiden Detektoren **66a** und **66b**. Durch die Verwendung von zwei Detektoren **66a** und **66b** kann das Signal/Rauschverhältnis und somit die Messempfindlichkeit deutlich verbessert werden.

**Figur 9** zeigt eine weitere Variante zu den in den **Figuren 4** und **7** dargestellten Messanordnungen. Analog zur Darstellung in **Figur 7** wird auch hier mit zwei Detektoren **83a** und **83b** gearbeitet. Anstelle der 2 x 2 Faserkoppler **11** bzw. **65a** und **65b** in den **Figuren 4** und **7** wird hier jedoch ein 3 x 3 Faserkoppler **85** verwendet. Auch gibt es  
5 jetzt zwei Referenzarme **86a** und **86b**, in die jeweils ein- und dieselbe Strahlung nach einer Laufzeitänderung durch den jeweiligen Reflektor **87a** und **87b** rückreflektiert wird. Auch die Reflektoren **87a** und **87b** sind gegeneinander verstellbar und auf einer oszillierenden Basis **89** angeordnet. Die rückreflektierte Strahlung jedes Reflektors **87a** und **87b** wird in dieselbe Faser **90a** bzw. **90b** eingekoppelt, aus dem sie gekommen ist. Die  
10 von einer Strahlungsquelle **92** kommende kurzkohärente Strahlung wird durch den Faserkoppler **85** in den Messarm **91** und die beiden Referenzarme **86a** und **86b** aufgeteilt. Die im Messarm **91** von den Bereichen im Gegenstand **1''** reflektierte Messstrahlung sowie die beiden reflektierten Strahlungsanteile aus den Referenzarmen **86a** und **86b** werden im Faserkoppler **85** interferierend überlagert und dann von den beiden Detektoren  
15 **83a** und **83b** detektiert und mit der an sie angeschlossenen Auswertelektronik **93** ausgewertet.

In den vorgängig beschriebenen **Figuren 4** bis **9** werden Messungen ausgeführt, bei denen eine Dicke ermittelt wird. Hierzu wird der erste Messstrahl auf einen ersten Bereich (Punkt) fokussiert und der zweite Messstrahl auf einen zweiten, hinter dem ersten Bereich liegenden Bereich (Punkt) fokussiert. Erster und zweiter Bereich lagen  
20 bisher auf einer optischen Achse. Man kann nun die erfindungsgemässe Vorrichtung auch derart aus- und umbilden, dass die Fokuspunkte der beiden Messstrahlen nebeneinander liegen. Werden die Messstrahlen seitlich nebeneinander gelegt, so kann bei einer Oberfläche, welche wenigstens einen Mindestreflexionsfaktor von  $10^{-4}\%$  hat, ein  
25 Oberflächenprofil bestimmt werden. Es wird hierzu, wie in **Figur 10** angedeutet ist, der Abstand **g<sub>1</sub>** eines ersten reflektierenden Ortes **97a** des ersten Messstrahls **99a** auf der Oberfläche **100** von einem Referenzpunkt bzw. einer Referenzebene **101** und der Abstand **g<sub>2</sub>** des zweiten reflektierenden Ortes **97b** des zweiten Messstrahls **99b** von der Referenzebene **101** ermittelt. Beide Messwerte werden in einer Speichereinheit in einer  
30 elektrischen Auswerteeinheit abgespeichert. Die Abstandsdifferenz **g<sub>1</sub>** und **g<sub>2</sub>** der beiden Messstrahlen **99a** und **99b** von der Referenzebene **101** in Relation zu deren gegenseitigem Abstand **h** ergibt dann zwei Oberflächenkoordinaten. Aus diesen beiden Koordinaten kann dann auf den Oberflächenverlauf mit Näherungsverfahren geschlossen werden, sofern die Art der Oberfläche bekannt ist. Die Art der Oberfläche ist beim

menschlichen Auge bekannt. Werden mehrere Messstrahlen verwendet oder mehrere Messungen mit seitlich versetzten Messstrahlen vorgenommen, kann die Oberfläche genauer ermittelt werden.

5 In der Ophthalmologie spielt bei der Anpassung von intraokulären Linsen in der Katarakt-Behandlung nicht nur die Augenlänge und die Vorderkammertiefe eine wesentliche Rolle, sondern auch das Krümmungsprofil der Hornhaut, vor allem in deren Zentrum. Alle diese Werte können mit der erfindungsgemässen Vorrichtung bestimmt werden.

10 Zur Ermittlung des Profils genügen im Minimalfall zwei bestimmte Krümmungsradien der zentralen Hornhaut, nämlich ein Krümmungsradius in horizontaler und einer in vertikaler Richtung. Sind diese beiden Radien verschieden, spricht man von einem (zentralen) Astigmatismus. Die Krümmungsradien können mit Hilfe bekannter geometrischer Algorithmen ermittelt werden, wenn pro zu bestimmenden Kreisbogen, wie bereits oben ausgeführt, ausgehend von einer Referenzebene (hier 101) der Abstand unter  
15 einem vorgegebenen Winkel (hier der normale Abstand  $g_1$  und  $g_2$ ) und der Abstand (hier  $h$ ) der Kurvenpunkte (hier 97a und 97b) voneinander bekannt sind. Die Abstände  $g_1$  und  $g_2$  sind aus dem augenblicklichen Ort des bzw. der Reflektoren bzw. des augenblicklichen Drehwinkels der Weglängenvariationseinheit (rotierender Würfel) bei auftretender Interferenzerscheinung ermittelbar. Als Referenzwert wird eine vorgegebene  
20 Lage der Reflektoren bzw. der Wegvariationseinheit verwendet. Wird eine Weglängenvariationseinheit mit einem rotierenden Würfel (beispielsweise wie in der WO 96/35100 beschrieben) verwendet, wird man bevorzugt dessen Nullgrad-Position als Referenz verwenden, bei der der einfallende Strahl senkrecht auf die erste Würfeloberfläche trifft. Anstelle vom minimal drei Messstrahlen zur Ermittlung der beiden zentralen Krüm-  
25 mungsradien können auch mehrere Messstrahlen verwendet werden, um eine exaktere Krümmungsradienausmessung vorzunehmen. Auch kann gleichzeitig Dicken- und Radienmessung vorgenommen werden, wie unten ausgeführt wird.

Die in **Figur 11** anhand eines optischen Blockschaltbildes beschriebene Vorrichtung dient zur Ermittlung eines Oberflächenprofils sowie diverser Dicken bei einem  
30 transparenten bzw. diffusiven Gegenstand, hier einem menschlichen Auge 147. Der in **Figur 11** schematisch dargestellte optische Aufbau ähnelt in weiten Teilen demjenigen der **Figur 4**, die Fasern sind hier als Variante durch Freiraumstrahlungen ersetzt. Auch hier ist eine Strahlungsquelle 149 vorhanden, welche beispielsweise eine superlumineszente Diode sein kann. Die Strahlung der Strahlungsquelle 149 wird hier über eine Fa-

ser **150** geführt, wodurch sich eine Ortsunabhängigkeit von der Strahlungsquelle **149** sowie der Mess- und Auswerteeinheit erreichen lässt. Die aus der Faser **150** austretende Strahlung wird mit einer Linse **151** kollimiert und mit einer zweiten, nachfolgenden Linse **152** fokussiert. Zwischen dem Fokuspunkt **153** und der Linse **152** ist zur "Drehung" der Polariationsrichtung der Strahlung eine  $\lambda/2$ -Platte **154** angeordnet. Anschliessend folgt ein Strahlteiler **155**, mit dem die Strahlung in den Messarm **157a** und den Referenzarm **157b** aufgeteilt wird. Der Referenzarm **157a** hat auf den Strahlteiler **155** folgend eine  $\lambda/4$ -Platte **159**, gefolgt von einer Linse **160**, mit der die vom Strahlteiler **155** kommende Strahlung kollimiert wird. Auf die Linse **160** folgt ein erster und ein zweiter teildurchlässiger Reflektor **161a** und **161b** sowie ein 100% Reflektor **161c**. Alle drei Reflektoren **161a**, **161b** und **161c** sind entsprechend der durchzuführenden Messung gegeneinander verstellbar und auf einer oszillierenden Basis **161v** für die Laufzeitänderung angeordnet.

Im Messarm **157b** folgt auf den Strahlteiler **155** eine Kollimationslinse **162** und ein Linsensystem **163** analog der Linse **21** in **Figur 4**.

Die vom Auge **147** rückreflektierte Strahlung wird mit der vom Referenzarm **157a** kommenden Referenzstrahlung überlagert und im Detektorarm **157c** über eine Linse **170** auf ein Detektorarray **171** geführt, wobei der Einfachheit halber nur eine lineare und keine zweidimensionale Darstellung von lediglich drei nebeneinander angeordneten Detektoren **172a**, **172b** und **173c** vorgenommen worden ist. Jedem Detektor **172a**, **172b** und **173c** ist eine elektronische Schaltung **173** beispielsweise mit einem Verstärker, Dopplerfrequenzfilter, Gleichrichter und Tiefpassfilter nachgeschaltet. Die detektierten Messsignale werden dann über einen Analog-Digital-Wandler und einen Computer mit der Speichereinheit verarbeitet und auf einem Bildschirm dargestellt.

Mit der in **Figur 11** schematisch dargestellten Vorrichtung kann die Augenlänge, die Corneadicke, die Vorderkammertiefe, die Linsendicke, die Glaskörpertiefe und die Retinaschichtdicke gleichzeitig an verschiedenen Stellen gemessen werden. Da an verschiedenen Stellen gemessen werden kann, können auch Oberflächenprofile rechnerisch ermittelt werden. Um dies zu verdeutlichen, sind in **Figur 12** drei seitlich versetzte Strahlengänge ausgezogen, gestrichelt und punktiert dargestellt, welche auf die Detektoren **172a**, **172b** und **172c** geführt werden. Der gestrichelte Strahl kommt, wie der besseren Übersichtlichkeit wegen vergrössert in **Figur 12** dargestellt, von den Orten **177a**, **177b**, **177c**, **177d** und der Retina **179**. Mit Hilfe eines Detektorarrays, bestehend aus

m x n Photodetektoren, ist es möglich m x n Orte auf oder im Auge **147** z.B. auf der Corneavorderfläche **182**, der Corneahinterfläche **183**, der Augenlinsenvorder- bzw. hinterfläche **184** und **185** gleichzeitig zu messen und auszuwerten. Nach einer gewissen Zeitdauer, welche abhängig ist von der Bewegungsgeschwindigkeit der Basis **161d**,  
5 werden dann die mit "b", dann mit "c" und mit "d" gekennzeichneten Orte detektiert und ausgewertet.

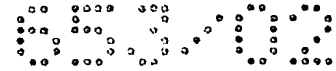
Die Linsen **160** und **162** können je nach Verwendung als ein- oder zweidimensionales Linsenarray ausgebildet sein.

Zum besseren Verständnis des Messvorganges sind in **Figur 11** zusätzlich die  
10 "Strahlenbegrenzungen" zum und vom Ort **177a** ausgezogen sowie zum und vom Ort **181a** punktiert im Referenz-, Mess- und Detektorarm **157a**, **157b** und **157c** dargestellt. Die ausgezogenen bzw. punktierten Linien zeigen die zwei Randstrahlen im Referenz-, Mess- und Detektorarm **157a**, **157b** und **157c**, welche die Messung der Raumkoordinaten des Ortes **177a** bzw. **181a** ermöglichen, d.h. mit diesen Strahlen interferieren.

15 In **Figur 13** ist eine als faseroptisch paralleles, kurzkohärentes Reflektormeter zu bezeichnende Vorrichtung skizziert. Diese Ausführungsvariante der Erfindung erlaubt beispielsweise die simultane Messung von vier zentralen Krümmungsradien der Hornhautvorderfläche in horizontaler (links und rechts) und vertikaler (oben und unten) Richtung. Zusätzlich ist auch die simultane Messung von vier zentralen Krümmungsradien  
20 der Hornhautrückseite möglich. Diese Vorrichtung hat fünf 2 x 2 Singelmodefaserkoppler **190**, fünf Strahlungsquellen **191a** bis **191e**, fünf Detektoren **192a** bis **192e** mit zugehöriger Schaltung **193a** bis **193e**, Analog-Digital-Wandler **194**, Computer **195** und Anzeige **196**. Die restlichen Elemente und Einheiten (insbesondere **161a** bis **161e** und **163**), entsprechen denjenigen der **Figur 11**.

25 Anstatt eine Basis mit der Reflektoranordnung **161a** bis **161e** oszillierend aufzubauen, kann auch nach der Kollimatorlinse der oben beschriebene rotierende Würfel mit einer Stufenspiegelanordnung analog zu **Figur 6** verwendet werden.

Die oben beschriebene erfindungsgemässe Vorrichtung kann nebst ihren Ausführungsvarianten zusammen mit bereits bestehenden Geräten verwendet werden. Diese Vorrichtung kann man z.B. in ein Spaltlampengerät für die Augenuntersuchung einbauen oder mit diesem kombinieren. Es kann dann der Messstrahl als Freiraumstrahl  
30 entweder via Strahlteiler in den Beleuchtungsstrahlengang, beim Mikroskop ebenfalls via Strahlteiler in einen Beobachtungsstrahlengang oder beim Mikroskopobjektiv oder



mit einem Umlenkspiegel **199** in einen Mittelkanal **200** eines Stereomikroskops **202** eines Spaltlampengeräts, wie in **Figur 14** gezeigt, eingekoppelt werden. Der Mittelkanal **200** liegt zwischen den beiden Strahlengängen **201a** und **201b** des Stereomikroskops **202**. In **Figur 14** ist zudem noch eine Fixationslichtquelle **203** gezeigt. Durch eine  
5 Betrachtung der Fixationsquelle **203** richtet der Patient sein Auge **205** auf einen vorgegebenen Ort aus und hält es meistens auch auf diesem unbeweglich fixiert. Der Messstrahl **206** tritt (analog einer Vorrichtungsanordnung wie sie die **Figuren 4, 7 und 9** zeigen) aus einer Faser **207** aus und durchläuft ein analog zum Linsensystem **17** ausgebildetes Linsensystem **209** mit einem optionalen transversalen Scanner. Die restlichen  
10 Elemente der erfindungsgemässen Vorrichtung sind in einem kompakten Basisgerät **210** eingebaut.

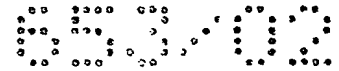
Durch die Verstellung des Spaltlampengeräts in den drei räumlichen Koordinaten, bevorzugt mit einem sogenannten Lenkhebel, wird dann auch der Messstrahl entsprechend verstellt. Anstatt das ganze Spaltlampengerät zusammen mit dem Messstrahl zu verstellen, können auch beide unabhängig voneinander verstellt werden. Wie  
15 bereits oben angedeutet, verwendet man bei einer Verstellung nur des Messstrahls bevorzugt eine "faseroptische" Ausführung analog zur Darstellung in **Figur 4**.

Bei einer Kombination mit einem mit Placidoringen ausgerüsteten Videokeratographen erfolgt eine Einkopplung des Messstrahls in Richtung der Beleuchtungsachse  
20 des Videokeratographen mit Hilfe eines kleinen Strahlteilers.

Anstatt den Messstrahlengang, wie oben beschrieben, in ein Stereomikroskop zu integrieren, kann er auch bei einem Spaltlampengerät **213** über einen auf das Mikroskop **214** aufsteckbaren Adapter **215** zugeführt werden, wie in **Figur 15** skizziert ist.

Bei den oben beschriebenen Ausführungsvarianten gilt allgemein, dass sämtliche  
25 Strahlteiler, ob sie nun Faserkoppler oder Strahlteilerwürfel sind, als polarisierende Strahlteiler ausgebildet sind. Auch strahlen die Strahlungsquellen **9, 73, 149 und 191a** bis **191e** eine polarisierte Strahlung in ihrem Quellenstrahl aus. Immer wenn eine Interferenz detektierbar ist, sind die Längen der optischen Wege im Referenz- und im Messarm gleich lang, wobei die optische Weglänge im Referenzarm im Hertzbereich  
30 veränderbar ist. Das die Strahlung im Messarm auf die betreffenden Bereiche fokussierende Linsensystem z.B. **17** kann bei gewissen Anwendungen weggelassen werden. Es kann z.B. für die Augenlängenmessung die Fokussierung des Messstrahls von der Brechkraft des Auges übernommen werden.





Der optische Laufzeitunterschied bzw. die optischen Laufzeitunterschiede der im Referenzarm angeordneten Reflektoren werden immer so eingestellt, wie sie einem zu erwartenden ungefähren Messergebnis entsprechen würden. D.h. durch die Messung wird somit immer nur die Abweichung von einem zu erwartenden Messergebnis ermittelt. Da diese Abweichungen immer bedeutend kleiner sind, als wenn der gesamte Weg (Abstand, Dicke, ...) ausgemessen werden muss, kann mit einer bedeutend kleineren und damit rascheren Weglängenvariation (Laufzeitänderung) im Referenzarm gearbeitet werden. D.h. zeitlich gesehen, fallen die beiden Interferenzen sehr schnell hintereinander an; sie können sogar gleichzeitig erfolgen. Da bei Abständen, Dickenmessungen, ... beim Stand der Technik immer zwei zeitlich gestaffelte Messungen vorzunehmen waren, liegt nun bei der Erfindung das Messergebnis derart schnell vor, dass Ortsverschiebungen des auszumessenden Gegenstands die Messgenauigkeit nur unwesentlich beeinflussen.

Der gerade geschilderte Vorteil ist bei einer Augenlängenmessung an den Augen von Kindern, welche in der Regel nur schwer still zu stellen sind, von grossem Nutzen.

Ist eine Zuordnung der auftretenden Interferenzen zu den betreffenden reflektierenden Flächen gewünscht, so können anstelle eines einzigen Photodetektors zwei, jeder für eine Polarisationsrichtung, verwendet werden. Es wird dann die Strahlung der einen Polarisationsrichtung mittels eines polarisierenden Strahlteilers auf den einen Photodetektor und die Strahlung der anderen Polarisationsrichtung auf den anderen Photodetektor geleitet.

Die Strahlungsreflexion kann nun an bzw. in einem der Bereiche unterschiedlich hoch sein; auch können Reflexionen von Bereichen innerhalb eines Gegenstands, deren Abstand man bestimmen möchte oder sofern es sich um Schichten handelt, deren Dicke man ermitteln möchte, unterschiedlich sein. Um nun die reflektierte Intensität in einem gewissen Rahmen anpassen zu können, können  $\lambda/2$ - bzw.  $\lambda/4$  Platten im Quellenstrahl und im Referenzstrahl angeordnet werden. Man kann nun die jeweilige Platte derart verstellen, dass in dem Strahl, dessen Strahlung schwach reflektiert wird, mehr Intensität eingekoppelt wird.

Die Weglängenänderung im Referenzarm beaufschlagt die Strahlungsfrequenz

des Referenzstrahls mit einer Dopplerfrequenz  $f_{\text{Doppler}}$  gemäss der Beziehung

$$f_{\text{Doppler}} = \frac{2 \cdot f_0 \cdot v_{\text{scan}}}{c},$$

wobei  $f_0$  die Strahlungsfrequenz der Strahlungsquelle,  $v_{\text{scan}}$  die Weglängenänderungsgeschwindigkeit und  $c$  die Lichtgeschwindigkeit ist. (Mit der in der WO96/35100 beschriebenen Weglängenvariationseinheit ist die Dopplerfrequenz  $f_{\text{Doppler}}$  annähernd konstant.) Diese Dopplerfrequenz weist auch das mit dem Photodetektor detektierte Interferenzsignal auf. Das vom Detektor erhaltene elektrische Signal kann somit mit einem elektronischen Bandpassfilter von der restlichen detektierten Strahlung getrennt werden. Hierdurch verbessert sich das Signal/Rauschverhältnis erheblich.

Die Eichung der oben beschriebenen Vorrichtungen kann dadurch erfolgen, dass in den Referenzarm die Strahlung einer hochkohärenten Strahlungsquelle (z.B. ein distributed feedback Laser) mit einem (nicht dargestellten) Strahlteiler eingekoppelt wird. Die eingekoppelte Strahlung interferiert dann mit einem Strahlungsteil, der an einem beliebigen Ort zwischen diesem Strahlteiler und dem Weglängenvariator an einem feststehenden Reflektor reflektiert wird. Die Kohärenz der hochkohärenten Strahlungsquelle ist grösser als die Wegvariationslänge des Variators. Über den Detektoren (oder auf einem separat hierfür eingerichteten Detektor) läuft dann ein Interferenzstreifenmuster. Der Abstand jeweils zweier Interferenzstreifen entspricht dann jeweils einer halben Wellenlänge. Durch ein (automatisches) Auszählen dieser Streifen ist eine Wegeichung des Weglängenvariators möglich. Da die hochkohärente Strahlung nicht auf das Auge des Patienten gelangen kann, kann deren Strahlungsleistung relativ hoch sein, so dass diese Detektion unkritisch ist. Die Wellenlänge der hochkohärenten Strahlung kann (muss es aber nicht) die gleiche Wellenlänge wie die für die Augenmessung verwendete kurzkohärente Strahlung haben.

Die mit den oben beschriebenen erfindungsgemässen Vorrichtungen ermittelten Dicken der Hornhaut können vorzugsweise in eine Beratung von Patienten einfließen, bei denen eine refraktive Chirurgie mit LASIK (Laser-assisted in situ Keratomileusis) vorgenommen werden soll, in dem eine individuelle Berechnung eines Unterschieds zur kritischen Hornhautdicke mit Blick auf die aktuelle Hornhautdicke erfolgt. Hierzu wird man vorzugsweise die nachfolgenden neuen Schritte vornehmen:

1. Es wird eine präoperative zentrale Hornhautdicke  $d_z$  mit einer der Vorrichtungen ermittelt.
2. Von der ermittelten Hornhautdicke  $d_z$  wird die bei LASIK übliche mittlere Flapdicke  $d_f$  von typischerweise 160  $\mu\text{m}$  (einstellbar) abgezogen.
- 5 3. Es wird ein (maximal möglicher) Pupillendurchmesser ermittelt, während dem das Auge typischen nächtlichen Lichtintensitätsbedingungen ausgesetzt ist. Der "nächtliche Pupillendurchmesser" kann durch Abdunkeln des Untersuchungsraums mit einer an die erfindungsgemässen Vorrichtungen bzw. deren Ausführungsvarianten angeschlossenen TV-Kamera ausgemessen werden. Eine derartige Kamera kann z.B. im Detektorarm via Strahlteiler mit einem entsprechenden Linsensystem andockt werden. Die Messung des Pupillendurchmessers ist optional. Für eine Beratung können auch Standardwerte verwendet werden.
- 10 4. Es wird nun ein optimaler Ablationsdurchmesser  $S$  auf der Hornhaut festgelegt, der grösser sein muss als der nächtliche Pupillendurchmesser, um nach der Ablation Haloerscheinungen zu vermeiden.
- 15 5. Die mit LASIK zu erreichende Korrektur in Dioptrien ist aus vorgängigen Messungen (z.B. durch Kenntnis der Brechkraft einer bereits verwendeten Brille oder Kontaktlinse, welche der Patient bereits besitzt) bekannt.
6. Gemäss der Formel  $t_0 = - (S^2 D)/3$  wird die für die gewünschte Korrektur notwendige zentrale Abtragungstiefe  $t_0$  [in Mikrometer] für die gewünschte Korrektur berechnet, wobei  $S$  der optimale Ablationsdurchmesser in Millimeter und  $D$  die gewünschte Dioptrienänderung infolge der Ablation ist.
- 20 7. Es wird jetzt die zentrale stromale Restdicke  $d_s = d_z - d_f - t_0$  berechnet, welche nach der LASIK-Operation erhalten werden würde.
- 25 8. Es wird abgeklärt, ob die Restdicke  $d_s$  über einer kritischen zentralen stromalen Restdicke  $d_k$  liegt. Eine mögliche Definition für die kritische zentrale stromale Restdicke  $d_k$  ist beispielsweise  $d_k = a \cdot d_z - b$ , wobei  $a = 0,58$  und  $b = 30 \mu\text{m}$  als Standardwerte angenommen werden.
9. Ist nun  $d_s$  grösser als  $d_k$  kann eine LASIK-Operation empfohlen werden.
- 30 Die oben angeführten Verarbeitungsschritte können selbstverständlich über einen Rechner automatisiert werden.

Das Vorgehen bei einer Hyperopiekorrektur erfolgt analog. Die Hornhautdicke muss dann jedoch peripher an der Stelle der maximalen Abtragung gemessen werden; die unter Punkt 6 angegebene Formel ist dann entsprechend zu ersetzen.

5 Den oben angeführten Dicken- und Profilmessungen am Auge kann eine Bestimmung dessen Brechkraftverteilung hinzugefügt werden. Um dies zu erreichen, wird die Linse 162 in **Figur 11** durch ein (nicht dargestelltes) Linsenarray mit  $p \times q$  Linsen ersetzt. Hierdurch wird die von der Strahlungsquelle 149 kommende Strahlung in  $p \times q$  getrennte (nicht dargestellte) Teilstrahlen auf das Auge abgebildet. Das Linsenarray ist auf das Auge zu- bzw. von diesem wegbewegbar. Es wird nun in eine derartige Position  
10 gebracht, dass eine Fokussierung wenigstens teilweise auf der Retina erfolgt. An einem Ort zwischen der Augenoberfläche und der Linse 170 wird nun ein weiterer Strahlteiler eingesetzt und die Retina mit einer TV-Kamera betrachtet. Falls nun die örtliche Verteilung der Lichtpunkte auf der Retina von der durch das Linsenarray erzeugten Punktverteilung abweicht, ist die Brechkraftverteilung oder die Abbildungseigenschaft des  
15 Auges nicht ideal, d.h. das Auge bildet eine auf die Cornea auftreffende ebene Wellenfront nicht optimal ab. Diese Abweichung (z.B. sphärische Aberration, Koma usw.) kann dann auf einem Monitor dargestellt werden.

Bekannte Tonometer (Augendruckmessgeräte) haben den Nachteil, dass sie den intraokularen Druck nur indirekt messen können. Die Messung erfolgt beispielsweise über eine Kraft, welche notwendig ist, um eine Hornhautoberfläche auf einer vorgegebenen Fläche abzuplatten (Applanationstonometer). Die "abplattende" Kraft ist aber abhängig von der Hornhautdicke und der Krümmung der Hornhaut. Die bekannten Tonometer gehen von einer standardisierten Hornhautnormaldicke und -normalkrümmung aus. Bei einer Abweichung der Hornhaut von den Standardwerten stimmt dann ein derart  
25 ermittelter Augeninnendruck nicht mit dem tatsächlichen überein. Je dicker oder je stärker die Hornhaut gekrümmt ist, desto stärker weicht der bekanntermassen ermittelte Innendruck vom tatsächlichen nach oben ab. Das kann dazu führen, dass wegen vermeintlich zu hohem Augendruck Medikamente zur Augendrucksenkung verabreicht werden, welche nicht nötig bzw. sogar schädlich sind. Diese Fehlmessung bzw. Fehlinterpretation kann jedoch auch dazu führen, dass beispielsweise ein Glaukom erst  
30 verspätet diagnostiziert wird.

Er wird nun vorgeschlagen, die erfindungsgemässe Vorrichtung mit einem Tonometer zu kombinieren. Der mit einem bekannten Tonometer gemessene ("falsche") Augeninnendruck wird rechnerisch unter Verwendung der mit der erfindungsgemässen

Vorrichtung ermittelten Hornhautkrümmung und der Hornhautdicke korrigiert. Die Korrektur kann durch eine Eingabe der Werte in einen Rechner erfolgen oder automatisch durch eine elektronische Verknüpfung der beiden Geräte.

- 5 Die erfindungsgemässen Vorrichtungen, ihre Ausführungsvarianten sowie ihre Messgeräte können vernetzt werden, wodurch auch eine Aufbereitung und Abspeicherung von Daten auch an entfernten Orten vorgenommen und mit anderen Daten verglichen werden kann.

Die erfindungsgemässe Vorrichtung dient wie bereits oben teilweise erwähnt zur ophthalmologischen Messung

- 10       ➤ der Corneadicke, des Corneadickenprofils, des Corneavorder- sowie -rückseitenprofils;  
          ➤ der Vorderkammertiefe, des Vorderkammertiefenprofils,  
          ➤ der Linsendicke, des Linsendickenprofils, des Linsenvorder- sowie -rückseitenprofils,  
15       ➤ der Glaskörpertiefe, des Glaskörperprofils,  
          ➤ der Retinaschichtdicke, des Retinaoberflächenprofils,  
          ➤ der Epitheliumdicke, des Epitheliumprofils, des Epitheliumvorder- und -rückflächenprofils,  
          ➤ der cornealen Flapdicke, des Flapdickenprofils, des Flapvorder- und -rückseitenprofils, der Flapposition,  
20       ➤ der cornealen Stromadicke, des Stromaprofils, des Stromavorder- und -rückflächenprofils.

Weitere Messungen können bei postoperativen Nachuntersuchungen nach refraktiver Chirurgie vorgenommen werden.

## Patentansprüche

1. Ophthalmologischer Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz, **gekennzeichnet**  
durch einen modularen Aufbau mit einer Beleuchtungseinheit (305), einer Beob-  
achtungseinheit (325a/b, 326a/b, 315; 322, 323), einer optischen Messanordnung  
(312, 311, 309, 313) mit wenigstens einer ersten optischen Faser (309) und einem  
ersten Kollimator (310b), mit dem Strahlung dieser Faser (309) in eine erste Frei-  
raumstrahlung (312) umformbar ist, einer Auswerteeinheit (317) und einem unmit-  
telbar vor dem Patientenauge (301) positionierbaren Patientenmodul (303), wel-  
ches wenigstens ein zweites Faserkopplungsteil für eine zweite, ein entsprechen-  
des Kopplungsgegenstück (302) aufweisende optische Faser (304) zur lösbaren  
Verbindung mit der örtlich entfernten Beleuchtungseinheit (305) und wenigstens ein  
erstes Faserkopplungsteil (311) zur lösbaren Ankopplung der zur Messanordnung  
gehörenden ersten Faser (309) mit einem entsprechenden Kopplungsgegenstück  
hat, sowie wenigstens einen zweiten Kollimator (310a) hat, mit dem die Strahlung  
der wenigstens einen zweiten Faser (304) in eine zweite Freiraumstrahlung (307)  
umwandelbar ist, wobei die Kollimatoren (310a/b) im Patientenmodul (303) ange-  
ordnet sind, und die Messanordnung signalmässig mit der ebenfalls entfernt zum  
Patientenmodul (303) angeordneten Auswerteeinheit (317) verbunden ist.
2. Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz nach Anspruch 1, **gekennzeichnet**  
durch ein am Patientenmodul (303) angeordnetes Anzeigeelement (315), welches  
über eine lösbare elektrische Signalleitung (316) mit der Auswerteeinheit (317) ver-  
bunden ist.
3. Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch**  
**gekennzeichnet**, dass die Beobachtungseinheit mit einem im Patientenmodul  
(303) angeordneten Okular (323) und einem Objektiv (322) zur Augenbetrachtung  
ausgebildet ist.

4. Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Beobachtungseinheit ein Bildaufnahmeelement (CCD) (326a/b) und eine einen zu betrachtenden Augenbereich auf einem Bildaufnahmeelement (326a/b) abbildende Optikeinheit (325a/b) hat, wobei Bildaufnahmeelement (326a/b) und Optikeinheit (325a/b) im Patientenmodul (303) angeordnet sind und insbesondere Bildaufnahmeelement (326a/b) und Optikeinheit (325a/b) doppelt und gegeneinander distanziert ausgebildet sind, um eine Stereobetrachtung zu ermöglichen.
5. Ophthalmologischer Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **gekennzeichnet durch** eine Halteeinrichtung für das Patientenmodul, welche vorzugsweise als Ausrichteinheit zur Positionierung vor dem Patientenauge ausgebildet ist, sowie insbesondere eine geometrische Ausbildung des Patientenmoduls in der Grössenordnung eines Kontaktglases, um vor dem Patienten einen nur geringen Raumbereich zu beanspruchen, wobei vor allem der modulare Aufbau derart gewählt ist, dass er lediglich den Platz eines Gerätes beansprucht, aber erlaubt, die Funktionalität unterschiedlicher Einzelgeräte zu erreichen.
6. Ophthalmologischer Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Messanordnung und/oder die Beobachtungseinheit mit einer, vorzugsweise computergestützten, Auswerteeinheit zur Auswertung von Messdaten verbunden ist und die Auswerteeinheit insbesondere über ein Datenetz mit anderen, abrufbare Daten aufweisenden Datenspeichern verbunden ist, um die ermittelten und/oder ausgewerteten Daten mit den anderen Daten verarbeiten zu können.
7. Messanordnung, vorzugsweise als Teil eines ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes, nach einem der Ansprüche 1 bis 6, mit einer "Mi-

chelson-Interferometer"-artigen, eine kurzkohärente Strahlungsquelle (9; 73; 92; 149; 191a-e) aufweisenden, optischen, im Wesentlichen faseroptisch aufgebauten Anordnung, deren Messarm (7; 72; 91; 157b) eine optische Faser und einen Kollimator hat, mit dem Strahlung dieser Faser in eine Freiraumstrahlung umformbar ist, welche auf ein Patientenauge als ein optisch transparenter und/oder diffusiver, reflektierender Gegenstand (1, 1', 1"; 147; 205) richtbar ist und deren Referenzarm (5; 67; 86a, 86b; 157a) eine Weglängenvariationseinheit (39; 55; 61; 71; 89; 161v) zur Laufzeitänderung hat, **dadurch gekennzeichnet**, dass im Referenzarm wenigstens zwei einen Laufzeitunterschied hervorrufende Reflektoren (31a, 31b; 49, 50; 57a, 57b; 69a, 69b; 87a, 87b; 161a-c; 161a-d) vorhanden sind und vorzugsweise die Faser im Messarm mittels einer Faserkupplung auftrennbar ausgebildet ist.

8. Messanordnung nach Anspruch 7, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Reflektoren (31a, 31b; 49, 50; 57a, 57b; 87a, 87b; 161a-c; 161a-d) derart ausgebildet sind, dass sie die auf sie fallende Strahlung in sich selbst reflektieren und vorzugsweise tiefenmässig gegeneinander versetzt und insbesondere miteinander bewegbar sind, um in bevorzugter Weise die Laufzeitänderung und den -unterschied zusammen zu erzeugen.

9. Messanordnung nach Anspruch 7 oder 8, **gekennzeichnet durch** ein optisches Element (35; 61) im Referenzarm (5), welches die Reflektoren (31a, 31b; 57a, 57b) nacheinander mit Messstrahlen belegt.

10. Verfahren zur selbsttätigen Messung optischer Eigenschaften wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche (2a, 2b; 97a, 97b; 177a-d, 181a-d) mit einer Messanordnung nach einem der Ansprüche 7 bis 9 an einem transparenten und/oder diffusiven Gegenstand (1, 1', 1"; 147; 205), insbesondere einem Patientenauge, mit einer Messzeit im Subsekundenbereich, wobei die von einer Strahlungsquelle (9; 73; 92; 149; 191a-e) ausgehende kurzkohärente Strahlung in eine Mess- und eine Referenzstrahlung aufgeteilt wird, die Messstrahlung die Bereiche



- 5      **(2a, 2b; 97a, 97b; 177a-d, 181a-d)** bestrahlt und der Referenzstrahlung eine Laufzeitänderung aufgeprägt wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Referenzstrahlung an wenigstens zwei einen Laufzeitunterschied hervorrufenden Reflektoren **(31a, 31b; 49, 50; 57a, 57b; 69a, 69b; 87a, 87b; 161a-c; 161a-d)** reflektiert sowie dann die reflektierte Referenzstrahlung interferierend mit der reflektierten Messstrahlung vereinigt und die vereinigte Strahlung detektiert und das detektierte Signal zur Distanzmessung ausgewertet wird.
- 10      11. Verfahren nach Anspruch 10, **dadurch gekennzeichnet**, dass zur Erzeugung sowohl der Laufzeitänderung wie auch des Laufzeitunterschieds sich die Reflektoren **(31a, 31b; 49, 50; 69a, 69b; 87a, 87b; 161a-c; 161a-d)**, vorzugsweise senkrecht zum Strahlungseinfall, insbesondere periodisch, bewegen und vor allem zeitlich nacheinander bestrahlt werden.
- 15      12. Verfahren nach Anspruch 10 oder 11, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Referenzstrahl seitlich, vorzugsweise periodisch, abgelenkt wird, um zeitlich nacheinander auf die Reflektoren zu treffen.
- 20      13. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 12, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Messstrahl in Strahlungsteile aufgeteilt wird, welche auf die Bereiche **(2a, 2b; 97a, 97b; 177a-d, 181a-d)** fokussiert werden, wobei vorzugsweise die Messstrahlen eine gemeinsame optische Achse haben.

## Zusammenfassung

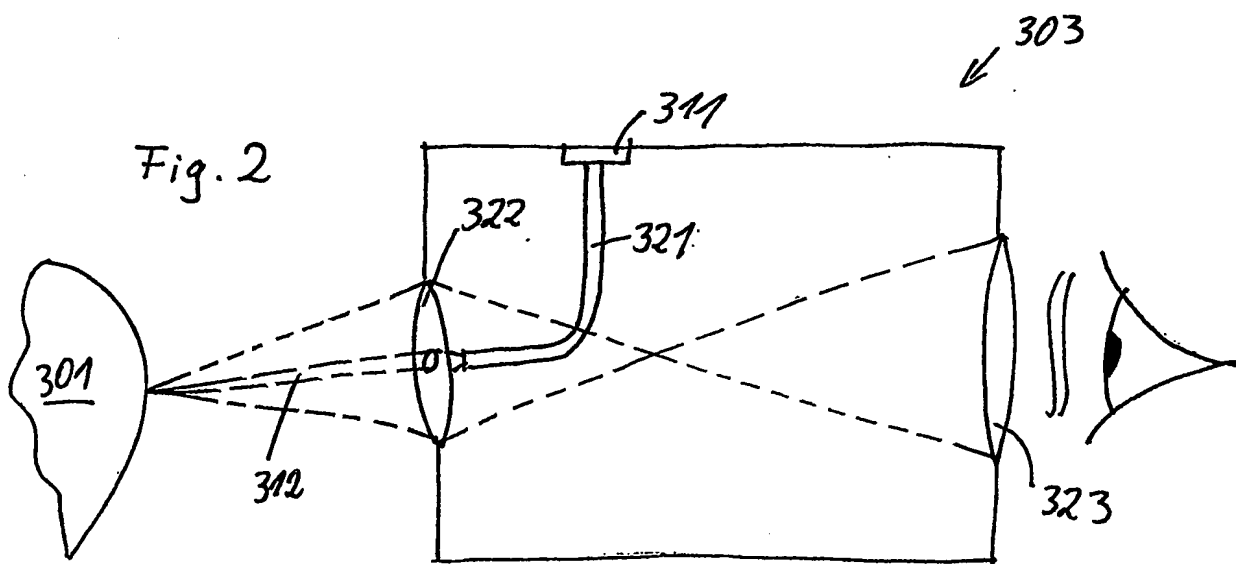
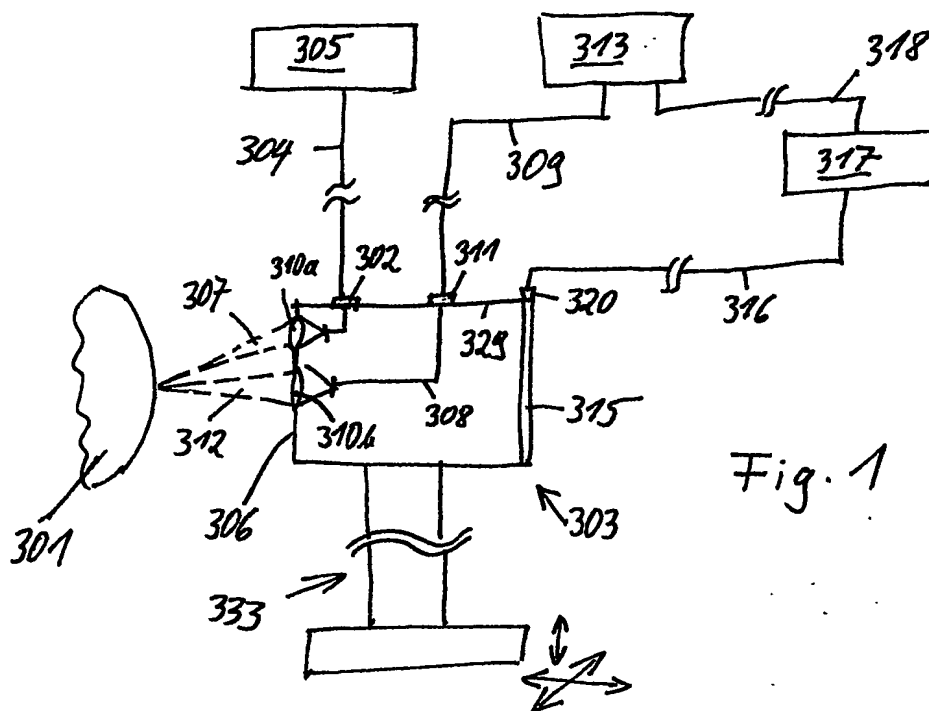
Der ophthalmologische Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatz ist mit einer Beleuchtungseinheit, einer Beobachtungseinheit, einer optischen Messanordnung, einer Auswerteeinheit und einem unmittelbar vor dem Patientenauge positionierbaren Patientenmodul modular aufgebaut. Das Patientenmodul kann mit der örtlich entfernten Beleuchtungseinheit und der ebenfalls entfernten Messanordnung lösbar optisch verbunden werden.

Die Messanordnung als Teil des ophthalmologischen Untersuchungs- und/oder Behandlungsplatzes hat eine "Michelson-Interferometer"-artige, eine kurzkohärente Strahlungsquelle (9) aufweisende optische Anordnung, in deren Messarm (7) ein optisch transparenter und/oder diffusiver, reflektierender Gegenstand (1) einbringbar ist und deren Referenzarm (5) eine Weglängenvariationseinheit (39) zur Laufzeitänderung und wenigstens zwei einen Laufzeitunterschied hervorrufende Reflektoren (31a, 31b) aufweist. Die Messanordnung dient zur Messung optischer Eigenschaften wenigstens zweier voneinander distanzierter Bereiche (2a, 2b) beim transparenten und/oder diffusiven Gegenstand (1) mit einer Messzeit im Subsekundenbereich.

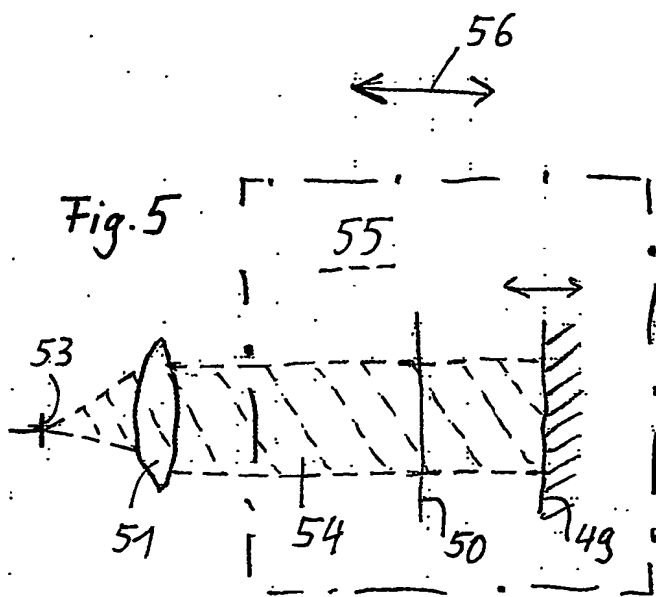
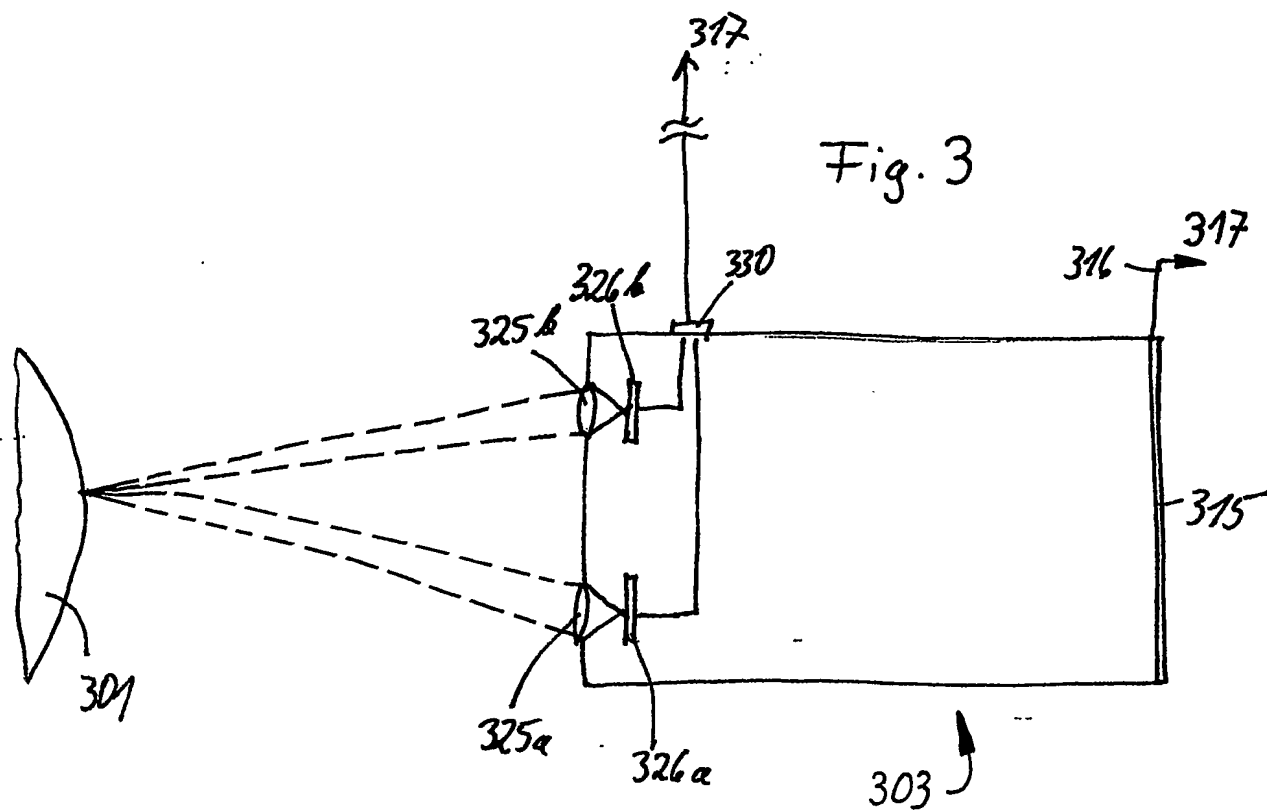
Mit der Messanordnung sind "in-vivo"-Messungen von Abständen, Dicken, Oberflächenverläufen, ..., welche Messungen an unterschiedlichen Orten in einem Gegenstand beinhalten, optimal, d.h. mit einer Messfehlerminimierung, durchführbar.

(Fig. 4)

1/11



2/11



3/11

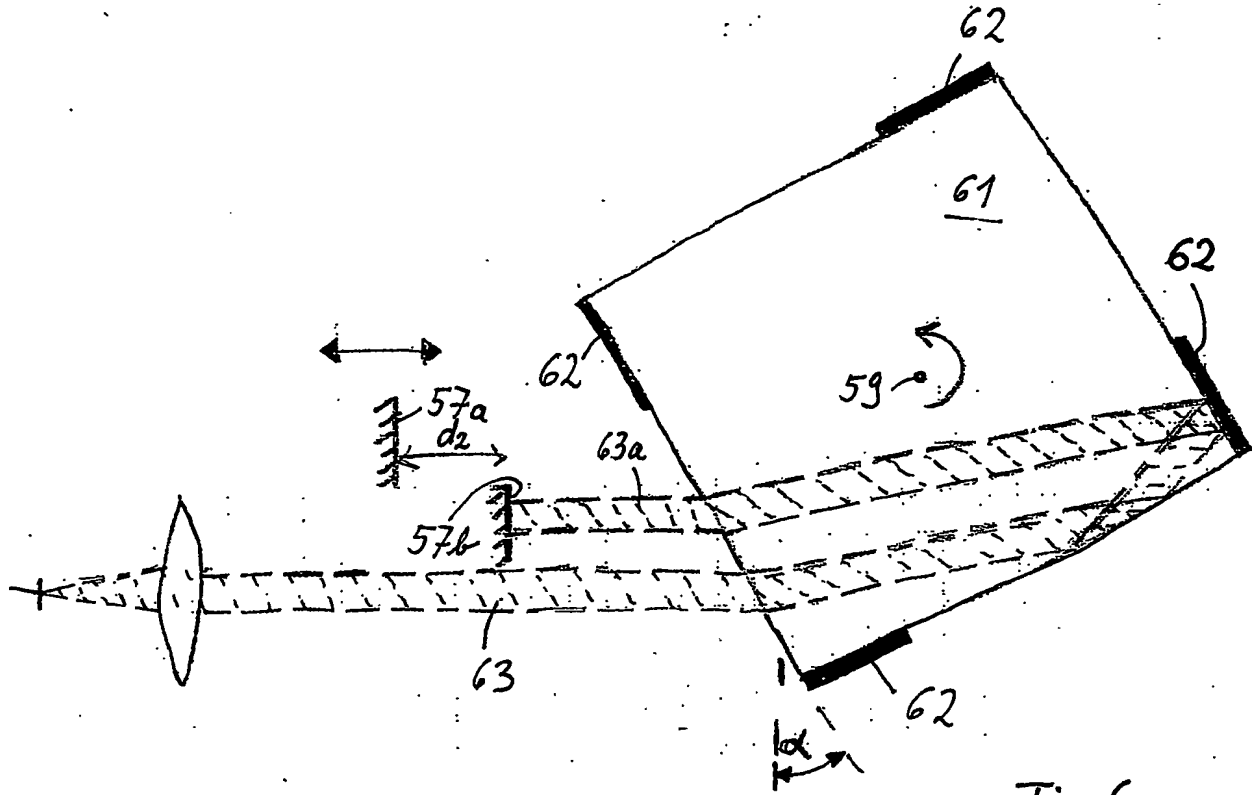
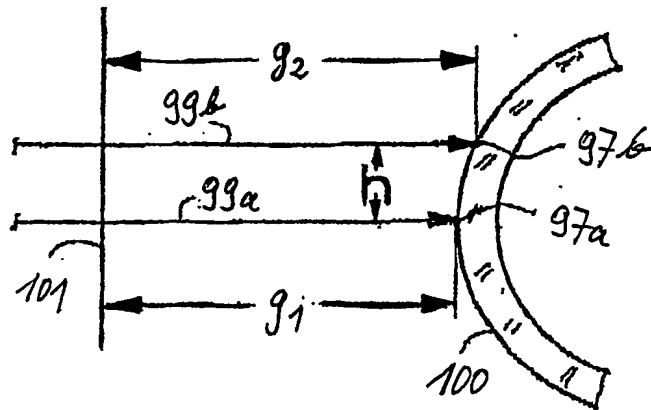


Fig. 6



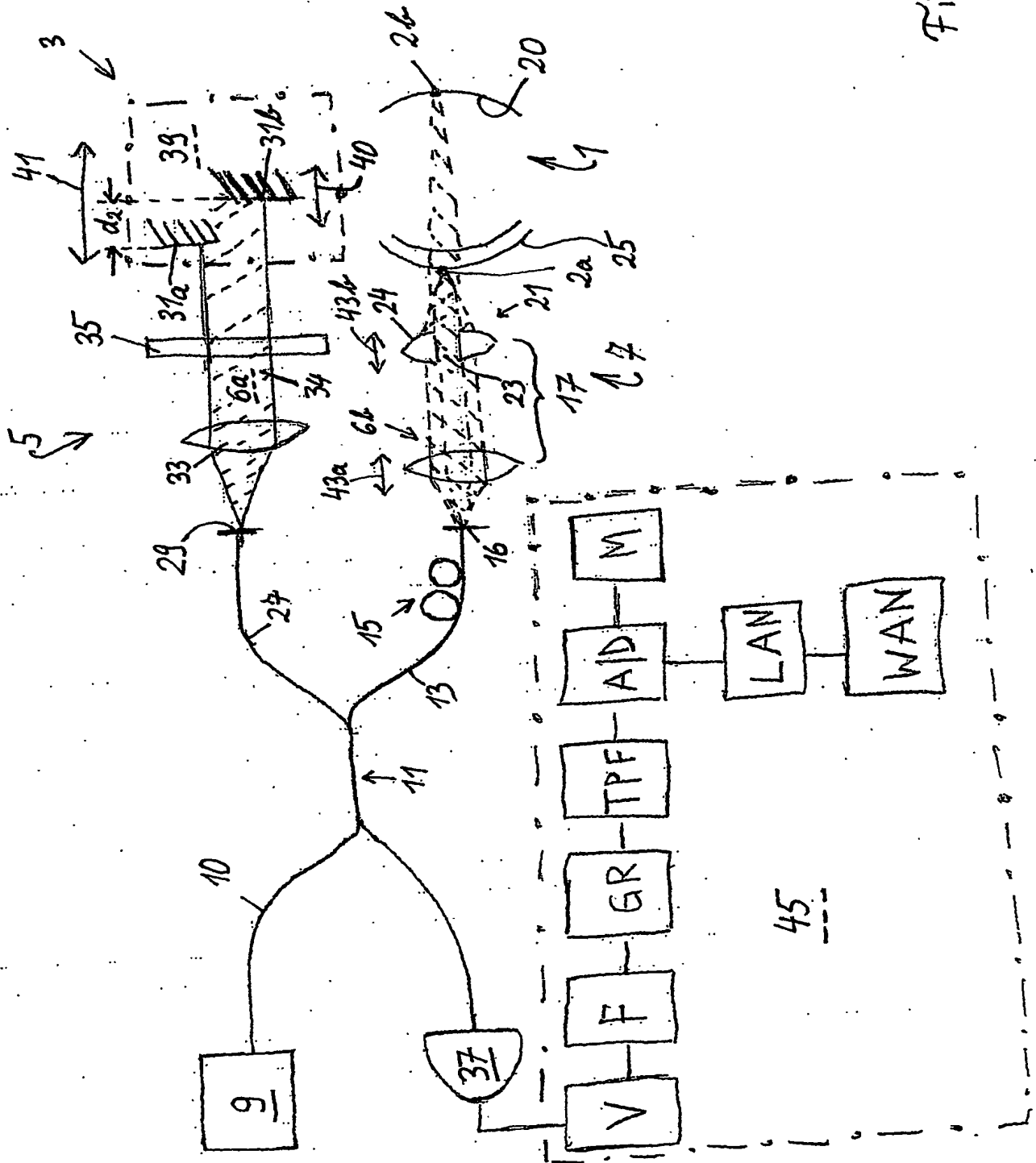
$$\Delta = g_2 - g_1$$

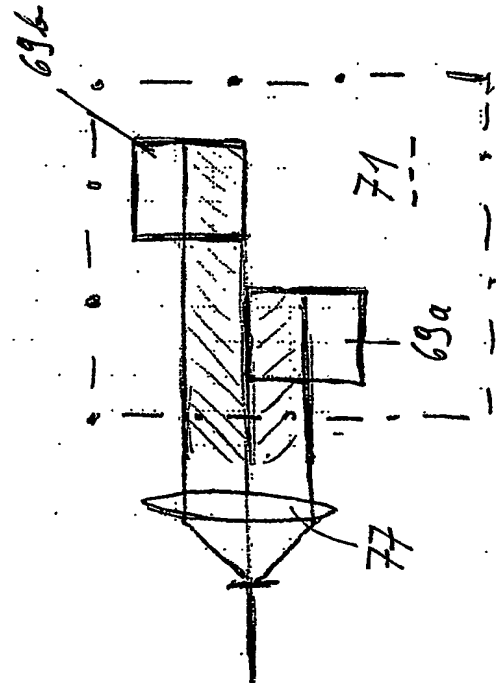
Fig. 10

4/11

000000

Fig. 4





6/11

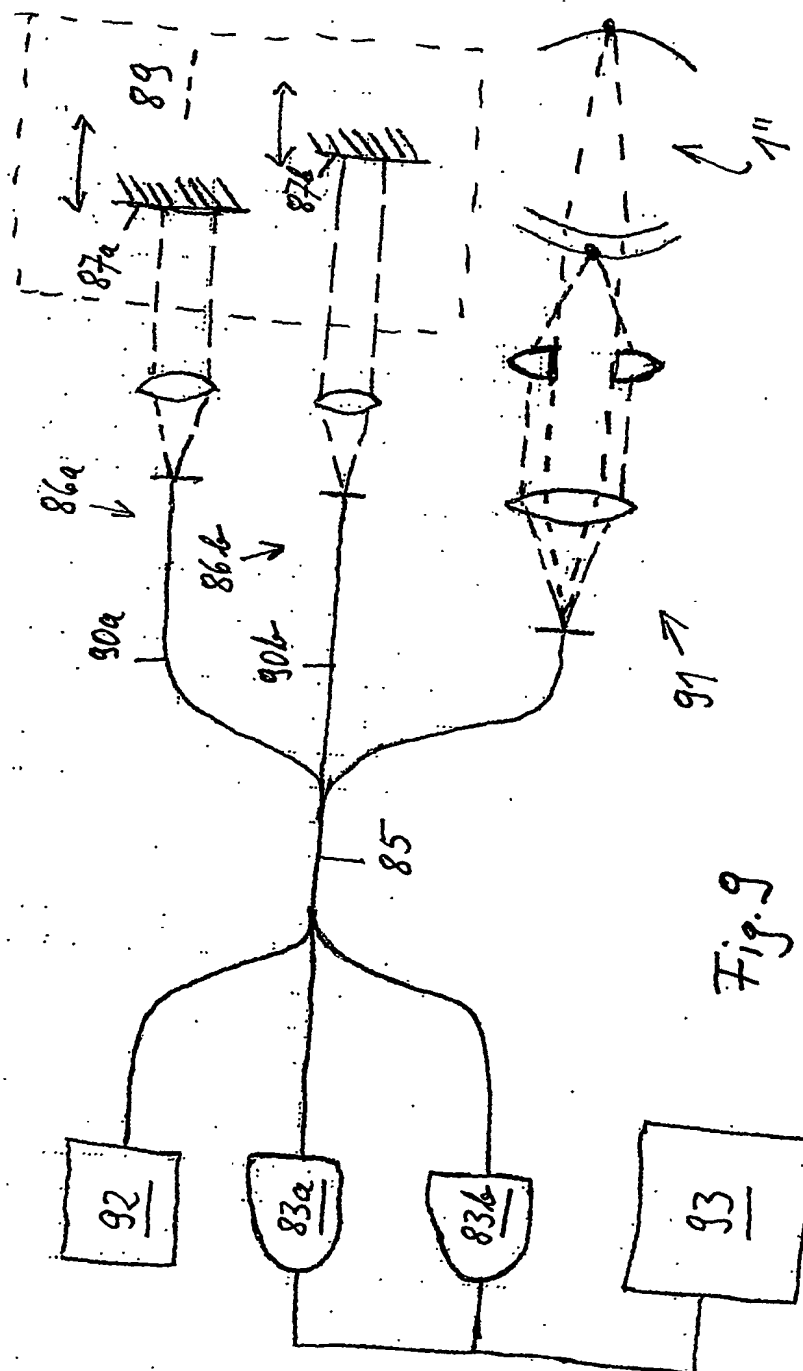
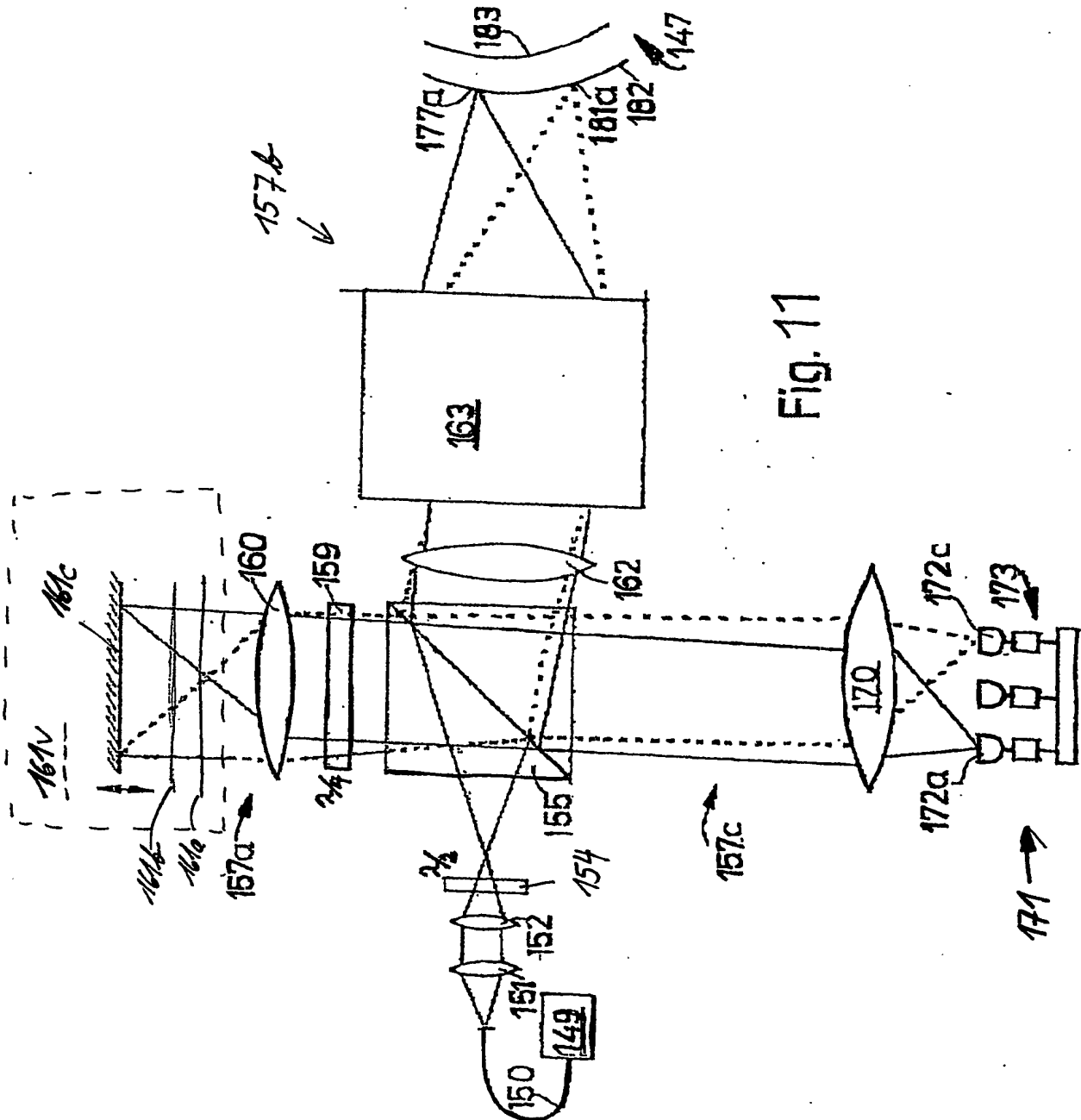


Fig. 9



Fig. 11



8/11

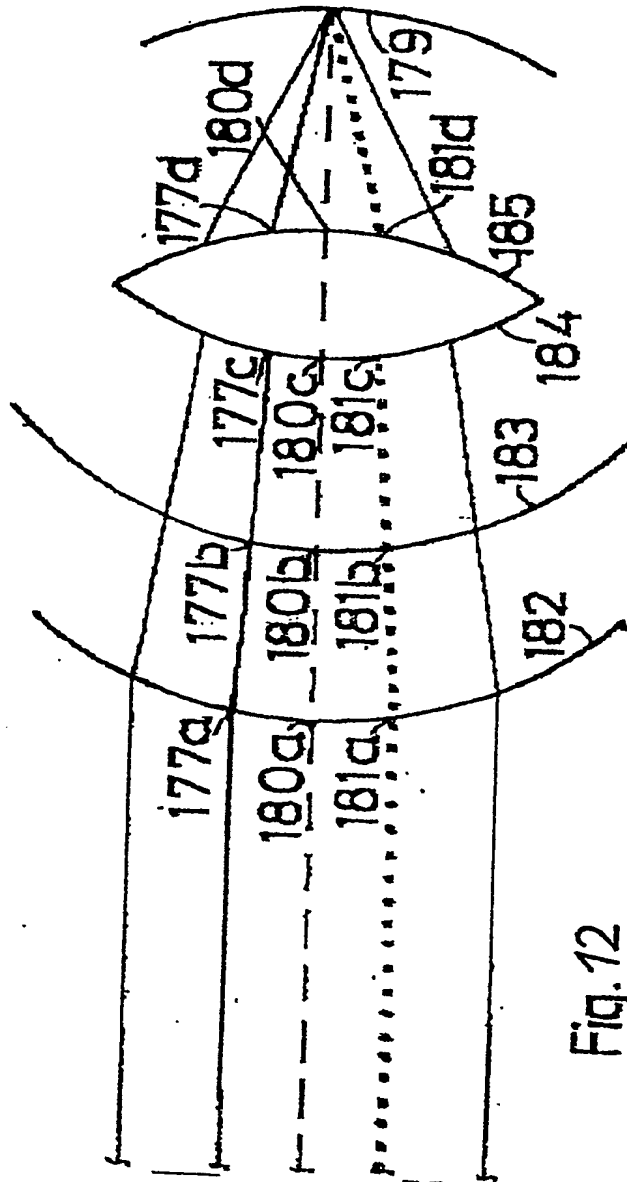


Fig. 12

9/11

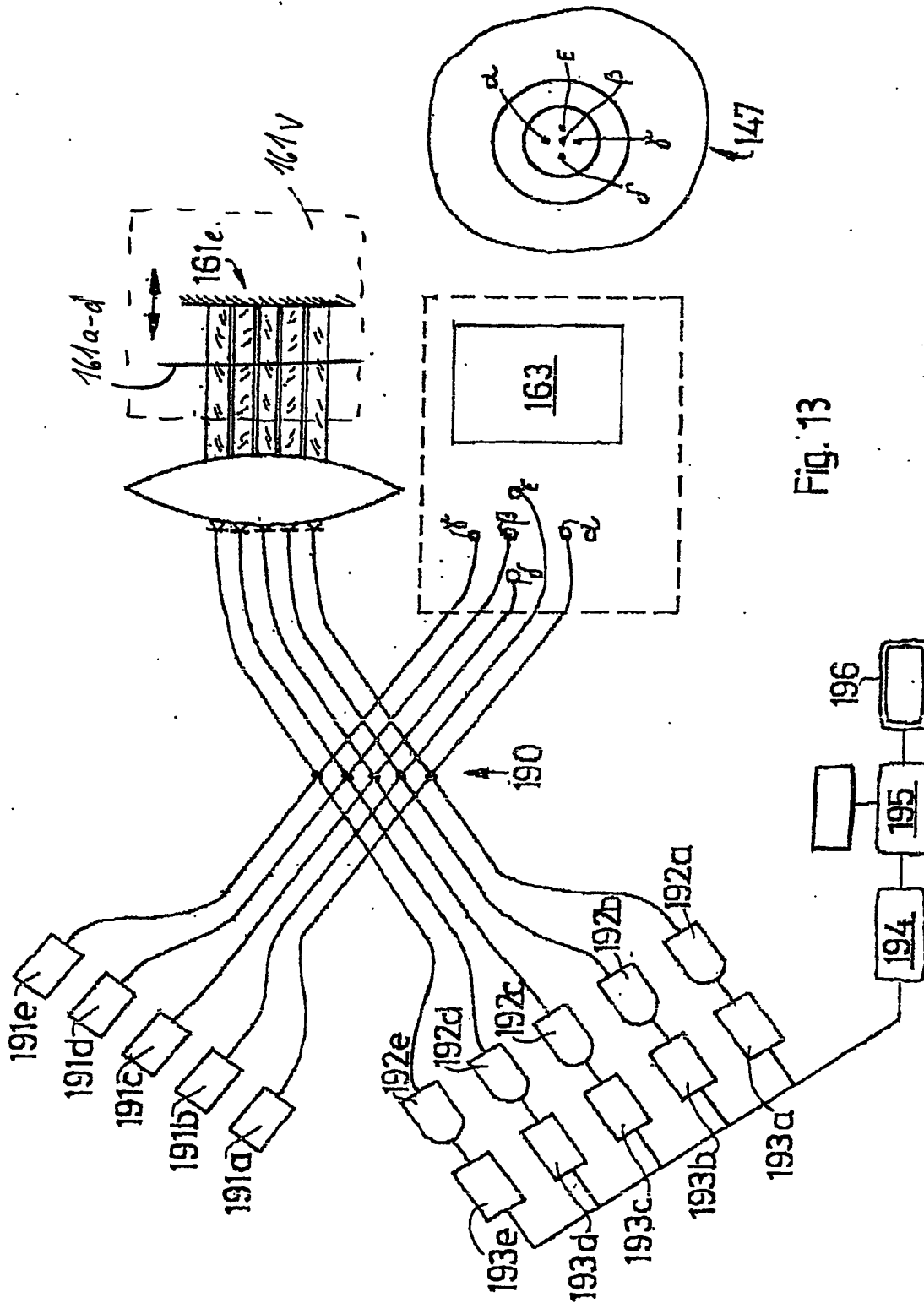
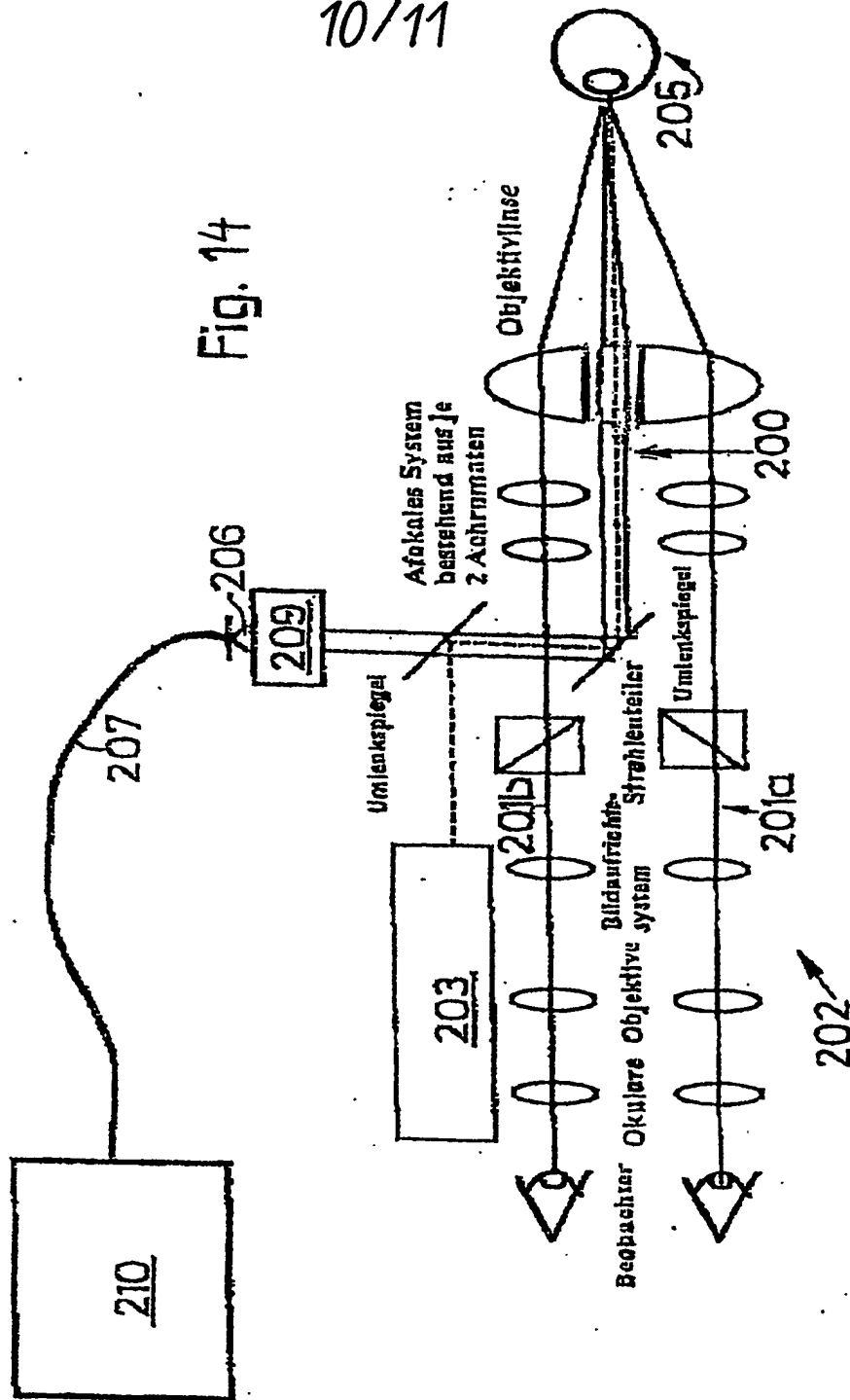


Fig. 13

10/11

Fig. 14



11/11

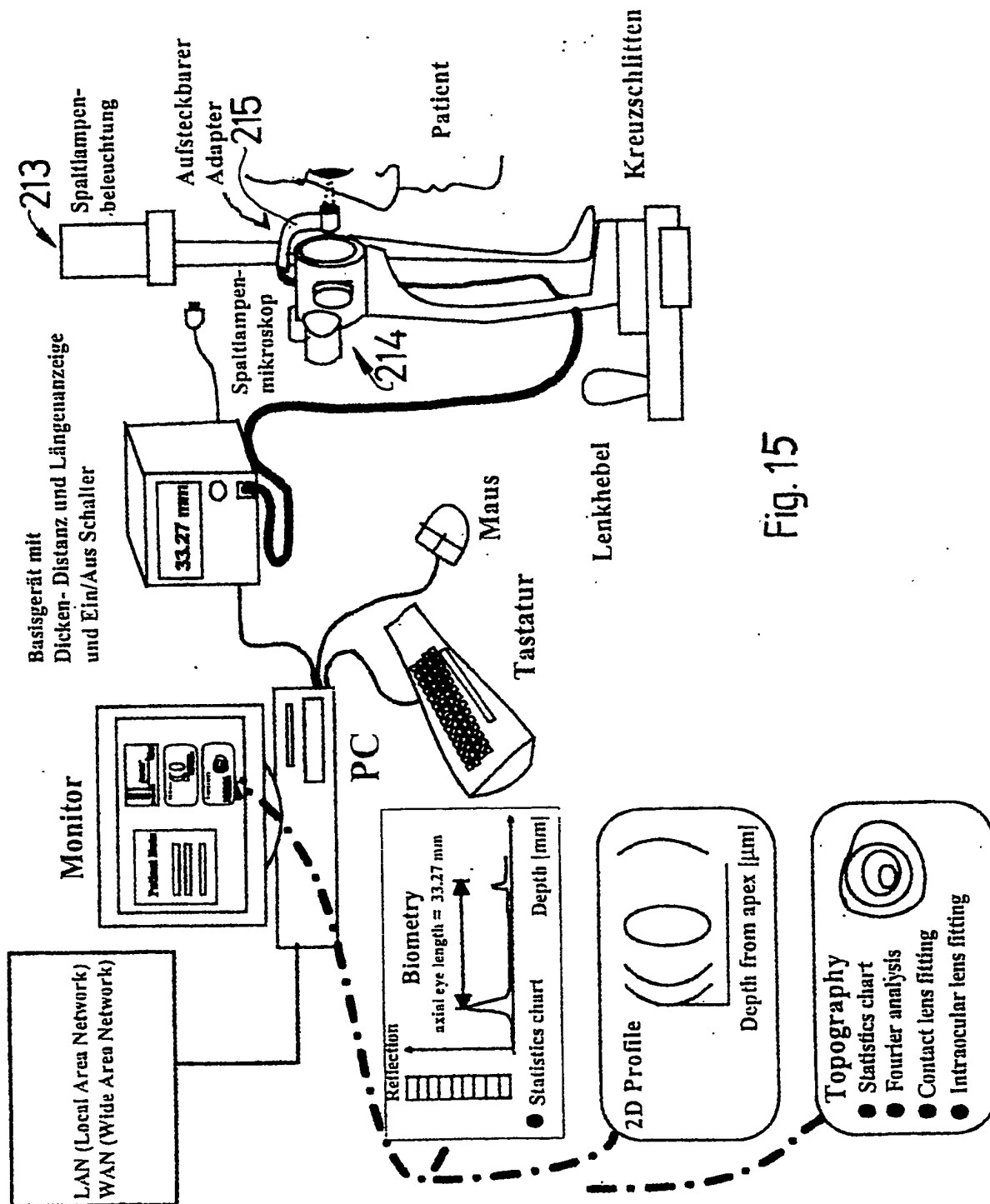


Fig. 15

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**